(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105361876 A
(43)申请公布日 2016.03.02

(21)申请号 201510645409.3

(22)申请日 2011.04.06

(30)优先权数据
61/342,016 2010.04.08 US

(62)分案原申请数据
201180025879.X 2011.04.06

(71)申请人 加利福尼亚大学董事会
地址 美国加利福尼亚州
申请人 托佩拉公司

(72)发明人 桑吉夫·M·纳拉扬
鲁奇尔·塞赫拉

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262
代理人 陆建萍 王漪

(51)Int.Cl.
A61B 5/042(2006.01)
A61B 5/046(2006.01)
A61B 5/0472(2006.01)

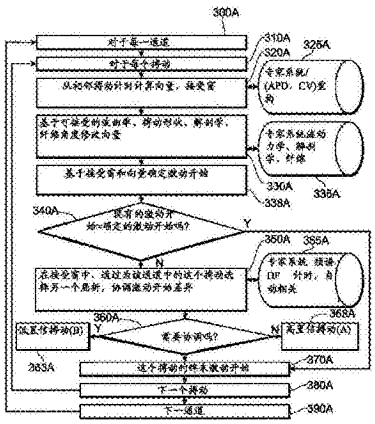
权利要求书1页 说明书63页 附图24页

(54)发明名称

用于检测、诊断和治疗生物节律紊乱的方法、系统和设备

(57)摘要

本发明提供了用于检测、诊断和治疗生物节律紊乱的方法、系统和设备。提供了促进心脏信息重构以指示心律紊乱源头的系统、组件和方法，该心脏信息代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱。该复杂节律紊乱可以通过施加用来修改节律紊乱源头的能量来治疗。



CN 105361876 A

1.一种与提供心律紊乱的表示相关的系统，包括：

多个传感器，所述多个传感器布置在与所述心脏有关的多个位置以感测心脏信息信号；

处理器，所述处理器与所述多个传感器交互，其中所述处理器被配置为：

从所述多个传感器采集与所述心脏信息信号相关的数据，所述数据包括在每个位置处的每个心脏信息信号的激动开始，使得在多个位置处的多个激动开始被采集；以及

生成源自所采集的数据的激动开始的排列，其中所述激动开始的所述排列提供识别心律紊乱的源头的表示。

2.根据权利要求1所述的系统，其中，所述处理器还被配置为使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始。

3.根据权利要求1所述的系统，其中，所述心律紊乱包括不可识别期，所述心脏信息信号在所述不可识别期为静息。

4.根据权利要求1所述的系统，其中，所述心律紊乱包括与所述心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

5.根据权利要求1所述的系统，其中，所述处理器还被配置为使用激动开始、周期长度CL、动作电位时程APD和幅度中的至少一个，将所述心脏信息信号划分成高置信信号和低置信信号，其中，通过使用最大dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个确定所述激动开始。

6.根据权利要求1所述的系统，其中所述处理器还被配置为使用动作电位时程APD、传导速度CV、纤维角度、解剖因素和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个确定接受窗。

7.根据权利要求5所述的系统，还包括专家系统，所述专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

8.根据权利要求1所述的系统，其中，所述处理器还被配置为将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与大于或等于最小动作电位时程APD和小于或等于最大CL的、待划分的所述搏动相关的周期长度CL相对应的高置信搏动。

9.根据权利要求1所述的系统，其中，所述处理器还被配置为将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小动作电位时程APD或大于最大CL的、待划分的所述搏动相关的周期长度CL相对应的低置信搏动。

10.根据权利要求2所述的系统，其中，所述处理器还被配置为使用搏动形状、搏动极性、周围转动散发和径向散发中的至少一个修改所述向量。

用于检测、诊断和治疗生物节律紊乱的方法、系统和设备

[0001] 本申请是申请日为2011年4月6日，申请号为201180025879.X，发明名称为“用于检测、诊断和治疗生物节律紊乱的方法、系统和设备”的申请的分案申请。

[0002] 政府权利

[0003] 本发明在美国政府支持下，在美国国立卫生研究院资助的基金R01HL83359和HL83359-S1下做出。美国政府在本发明中具有某些权利。

技术领域

[0004] 本发明总体上涉及医学领域并且更确切地涉及诊断、找到生物节律的不规则性和其他紊乱的源头并且对其进行治疗的方法、系统和机器。具体而言，本发明可以施用于检测、诊断和治疗紊乱的最小侵入性技术或手术技术。一个实施方案将本发明导向心律紊乱，另一个实施方案导向脑和神经系统的电紊乱并且其他实施方案导向胃肠道系统和生殖泌尿系统的平滑肌的电紊乱或收缩紊乱。

背景技术

[0005] 心律紊乱在美国十分常见，并且是发病、工作日损失和及死亡的重要原因。心律紊乱以许多形式存在，它们当中最复杂和难以治疗的是心房颤动(AF)、室性心动过速(VT)和心室颤动(VF)。其他节律紊乱是治疗上更单纯，但是也可以是临床上明显的，包括房性心动过速(AT)，室上性心动过速(SVT)、心房扑动(AFL)、房性期前收缩/房性过早搏动(SVE)和室性期前收缩/室性过早搏动(PVC)。在某些条件下，正常窦房结的快速激动可以造成心律紊乱：不适当窦性心动过速或窦房结折返。

[0006] 心律紊乱的治疗，尤其AF、VF和VT的复合心律紊乱可以是非常困难的。药物学疗法特别对于AF(Singh(辛格)，Singh(辛格)等人，2005)和VT或VF(Bardy(巴迪)，Lee(李)等人，2005)是次优的，并且因此，在非药物学疗法方面存在巨大意义。消融术是一种有前景和日益使用的疗法，这种疗法通过穿过血管或直接在手术时操纵传感器/探头抵达心脏，然后递送能量至心律紊乱的一个或多个病因以终止它，来消除心律紊乱。消融术起初用于“单纯性”紊乱如SVT、AFL、PVC、PAC，但是正日益用于AF(Cappato(卡帕托)，Calkins(卡尔金斯)等人，2005)、VT(Reddy(雷迪)，Reynolds(雷诺兹)等人，2007)，并且，在较小程度上，用于VF(Knecht(克内希特)，Sacher(萨赫)等人，2009)。

[0007] 然而，消融术经常是困难的，因为鉴定和定位心律紊乱病因的工具很差，阻碍了递送能量至正确区域以终止和消除这种紊乱的努力。在持续性AF(AF的一种高度流行形式)中，消融术具有仅50％-60％的一次手术成功率(Cheema(琪玛)，Vasamreddy(瓦萨雷迪)等人，2006；Calkins(卡尔金斯)，Brugada(布鲁格达)等人，2007)，然而长达4-5小时的手术和存在5-10％的严重并发症率(Ellis，Culler等人，2009)，包括死亡(Cappato(卡帕托)，Calkins(卡尔金斯)等人，2009)。甚至对于“单纯性”紊乱，例如房性心动过速，仍不存在作出诊断并且建议有可能成功消融位置的工具。

[0008] 甚至最复杂的已知系统显示执业者必须解读的数据，而不是直接鉴定和定位紊

乱的病因以便使得执业者能够检测、诊断和治疗它。这包括当前使用的方法，这些方法由Beatty（比提）及合作者在美国专利5,662,108、专利5,662,108、专利6,978,168、专利7,289,843和其他专利中、由Hauck（豪克）和Schultz（舒尔茨）在美国专利7,263,397中、由Tarjan（塔尔金）及合作者在美国专利7,043,292中、由Ben-Haim（本海姆）及合作者在中美国专利6,892,091和其他专利中、以及由Xue（薛）及合作者在美国专利6,920,350中描述。这些方法和仪器检测、分析和显示电势，经常以复杂的3维解剖图示显示，但是仍不能鉴定和定位心律紊乱病因，特别对于复杂紊乱，例如AF。这种情况对于Rudy（鲁迪）和合作者的专利（在其他专利中，美国专利6,975,900和7,016,719）也是真的，这些专利使用来自身体表面的信号以便在心脏上“投射”电势。

[0009] 用于鉴定和定位心律紊乱病因的某些已知方法可以在单纯性节律紊乱中起作用，但是关于鉴定复杂紊乱（例如AF、VF或多态性VT）的病因，不存在已经成功的已知方法。激动标测法（追踪激动返回至最早部位）仅对于单纯性心动过速是有用的，对AFL（没有清晰‘开始’的连续节律）效果很差，并且对于具有激动途径的AF完全不起作用。拖带标测法使用起搏来鉴定其中刺激电极位于节律原因处的部位，然而起搏因自动机制而不能应用于AF和甚至一些“单纯性”节律，例如房性心动过速。常规位置是已知是房室结折返、典型AFL和早期（阵发性）AF患者的病因，但不是绝大多数的患有持续性AF(Calkins（卡尔金斯），Brugada（布鲁格达）等人，2007)、VF和其他复杂紊乱的患者的病因。因此，仍不存在鉴定和定位复杂心律紊乱（例如AF）的病因的方法（Calkins（卡尔金斯），Brugada（布鲁格达）等人，2007）。

[0010] 作为实例，一种用于伴以搏动与搏动间一致性激动的“单纯”节律的系统由Svenson（史云逊）和King（金）的美国专利5,172,699给出。该系统基于找到可以在“单纯节律”中定义但是不能在复杂节律（例如心房颤动（AF）或心室颤动（VF））中定义的舒张间期（Calkins（卡尔金斯），Brugada（布鲁格达）等人，2007；Waldo（瓦尔多）和Feld（费尔德）2008）。此外，该系统不鉴定或定位病因，因为它检查（激动之间的）舒张间期而非激动本身。此外，它关注室性心动过速而非AF或VF，因为它分析ECG（心电图）上QRS复合波之间的时段。

[0011] 另一个实例是Ciaccio（西亚西奥）和Wit（维特）的美国专利6,236,883。这一发明使用同心电极阵列来鉴定和定位重入电路。因此，这将找不到非重入病因，例如如局灶性搏动。此外，使用特征和检测定位算法的这种方法将无法用于复杂节律，例如AF和VF，其中心脏内部的激动在搏动与搏动之间变化。它鉴定“折返电路峡部内的缓慢传导”，这种缓慢传导是“单纯性”心率失常（例如室性心动过速）的特征，但是对AF和VF而言没有定义。

[0012] 在随后的美国专利6,847,839中，Ciaccio（西亚西奥）和合作者描述了一项鉴定和定位正常（窦性）节律中折返电路的发明。再次，这项发明将找不到一种心率失常的病因，这种心率失常不是重入的，而是局灶性的，从其中激动径向地散发。第二，这项专利基于窦性节律中存在用于折返的“峡部”，这对于搏动之间具有一致性激动的“单纯”节律（例如VT）是接受的（见（Reddy,Reynolds等人，2007））。然而，这对于具有变化的激动途径的复杂节律（例如AF或VF）不是接受的。

[0013] Desai（德赛）的美国专利6,522,905是一项利用以下原理的发明：找到激动的最

早部位并且确定这个部位是心率失常的病因。这种方法将由于折返而无法用于单纯性心率失常，其中因为激动是一个连续“环”，故折返中不存“最早”部位。这种方法也无法用于其中激动在搏动与搏动之间变化的复杂心率失常，例如 AF 或 VF。

[0014] 然而，甚至在单纯性心律紊乱中，经常难以应用已知的方法来鉴定病因。例如，房性心动过速（“单纯性”紊乱）的消融成功率可以低如 70％。当外科医生进行心律紊乱手术时 (Cox（考克斯）2004 ;Abreu（阿布鲁）Filho（菲力欧）, 2005)，对他们而言，理想的是得到心律紊乱专家（心脏电生理学家）辅助。因此，消除心律紊乱的病因可以是挑战性的，并且甚至经验丰富的执业者可能需要数小时来消除某些“单纯性”节律紊乱（具有一致性搏动 - 到 - 搏动 (beat-to-beat) 激动模式）如房性心动过速或非典型（左心房）AFL。对于其中搏动 - 到 - 搏动之间激动顺序改变的复杂心律紊乱，例如 AF 和 VF，形式仍更严峻。

[0015] 用于诊断节律失常的现有技术经常在传感器测量激动时间。然而，此种现有技术已经施用于在每个记录部位处，搏动到搏动之间形状相当一致，并且经常是定时的信号。这些现有技术解决方案极难应用于复杂节律，例如 AF 或 VF，其中在任何部位处，每次搏动的信号（“循环”）可以在短时段内在一个、若干个和多个屈折之间转移。当信号（例如在 AF 中）包括 5、7、11 或更多个屈折时，难以鉴定哪个屈折位于传感器（“局部”）对比位于附近部位（“远场”）处，如分析 AF 率的研究中所指出那样 (Ng 和合作者，Heart Rhythm（心律）2006)。在另一个最近报道中，节律（如 AF) 中的信号需要“交互方法”以便鉴定来自远场激动的局部 (Elvan（埃尔万）等人，Circulation:Arrhythmias and Electrophysiology（循环 :心律失常和电生理学）2010)。

[0016] 在不存在鉴定和定位人 AF 病因的方法情况下，医师经常求助于动物试验文献。在动物模型中，已经鉴定复杂和不规则 AF 的定位的病因（由人工手段诱导）并且以“电转子”或重复性局灶搏动的形式将其定位 (Skanes（斯科内斯）, Mandapati（曼达帕提）等人，1998 ;Warren（沃伦）, Guha（古哈）等人，2003)。在动物中，转子由显示高光谱优势频率 (DF)（快心率）和窄 DF（表示规律性）的信号指示 (Kalifa（卡里法）, Tanaka（塔那卡）等人，2006)。光谱优势频率的此类用途在授予 Berenfeld（伯恩菲尔德）及合作者的美国专利 7,117,030 中描述。

[0017] 不幸地是，这些动物数据没有转换成有效的人类疗法。AF 和 VF 的动物模型可能与人类疾病不同。例如，动物 AF 罕有自发，它几乎不起源头于肺静脉触发物（这在人类阵发性 AF 中常见）。典型地，在无多发共存病变的年轻动物中研究 AF 和 VF 这二者 (Wijffels（威吉费尔斯）, Kirchhof（克希霍夫）等人，1995 ;Gaspo（格斯普）, Bosch（博斯）等人，1997 ; Allessie（艾勒西）, Ausma（奥斯玛）等人，2002)，这种多发共存病变可见于典型地经历这些病况的老年人中。

[0018] 在 AF 患者中，其中心率高（或，高光谱优势频率 (DF) 的部位）的部位已经不是消融术的有用靶。Sanders（山德士）和合作者的一项近来研究显示，在高 DF 部位采用消融术的情况下，AF 几乎不终止 (Sanders（山德士）, Berenfeld（伯恩菲尔德）等人，2005a)。其他研究显示高 DF 部位在心房中常见，并且在这些部位的消融没有急性终止 AF（如果高 DF 部位是病因，如本来所预期那样）(Calkins（卡尔金斯）, Brugada（布鲁格达）等人，2007)。部分地，这可以原因在于，在动物中有效的 DF 方法可能在人类 AF 中由于许多原因而是不准确的，如许多研究者所显示 (Ng, Kadish（卡迪什）等人，2006 ;Narayan（纳拉扬）, Krummen（克

鲁门）等人，2006d；Ng，Kadish（卡迪什）等人，2007）。Nademanee（纳迪曼尼）和合作者已经提出，伴有高频组分的低幅度信号（复杂碎裂心房电描记图，CFAE）可以指示AF病因（Nademanee（纳迪曼尼），McKenzie（麦肯齐）等人，2004a）。这种诊断方法已经由Johnson and Johnson（强生公司）/Biosense公司并入商用系统。然而，这种方法还已经受到质疑。Oral（奥拉）及合作者显示，单独（Oral（奥拉），Chugh（丘格）等人，2007）或在添加至现存消融术时（Oral（奥拉），Chugh（丘格）等人，2009），CFAE的消融没有终止AF或防止AF复发。

[0019] 直至目前，现有技术中若干发明承认什么是感觉真实的——AF是一种“没有可检测解剖靶，即没有固定异常途径的心脏心率失常”，例如Ben-Haim（本海姆）和Zachman（扎克曼）的美国专利5,718,241。因此，这项专利没有鉴定和定位心律紊乱的病因。作为替代，它致力于通过递送消融线以“破坏每一可能的几何形状”而治疗心脏构型（heart geometry）。这项专利产生了心脏的不同参数的图。

[0020] 许多发明使用心脏心率失常实际病因的代用物，而不鉴定和定位所述病因。例如，Steiner（斯坦纳）和Lesh（李希）的美国专利5,868,680使用心脏内组织化（organization）的量值，这些量值通过比较一个激动事件（搏动）的激动顺序与随后搏动的激动顺序来构建，以便确定“任何时空顺序变化是否已经出现”。然而，这项发明假设，组织化在AF的临界部位最大并且在其他部位更小。然而，这种假设可能不是正确的。在动物研究中，组织化指数随着距AF源头的距离下降，随后随着激动在更远部位再组织化而实际上增加（Kalifa（卡里法），Tanaka（塔那卡）等人，2006）。此外，美国专利5,868,680需要多于一个的搏动。因此，多种方法，例如专利5,868,680，鉴定许多部位，这些部位大部分不是AF的病因。鉴定和定位AF病因的这种缺乏可以解释为何基于组织化的方法仍未转换成急性终止AF的改良疗法。类似地，Reisfeld（赖斯费尔德）的美国专利6,301,496基于从局部激动时间和向量函数产生的映射生理特性的代用物。这项专利用来在心脏的物理图像上映射生理特性的传导速度或另一个梯度函数。然而，这项专利没有鉴定或定位心律紊乱的病因。例如，AF中的多条激动途径是指传导途径，并且因此传导速度在用于三角测量的各点之间是未知的。此外，在转子的情况下，围绕核心区域转动或从该区域对称散发的激动顺序可以实际上产生净速度零。

[0021] 出于这些原因，专家们已经声称，在AF中“仍未获得人心房中电转子的直接证据”（Vaquero（瓦克罗），Calvo（卡尔沃）等人，2008）。因此，尽管将需要鉴定（并且然后定位）人类AF的定位的病因，然而这目前是不可能的。

[0022] 对于人类AF，特别是持续性AF，鉴定和定位的病因缺失意味着消融术是经验性的并且经常涉及约30％-40％心房的损伤，如果鉴定并且定位了最小侵入性消融和/或手术疗法的一个或多个病因，理论上本可以避免这种损伤（Cox（考克斯）2005）。

[0023] 人类VT或VF是药物不良治疗的重要死亡原因（Myerburg（迈尔伯格）和Castellanos（卡思特拉诺斯）2006）。治疗目前涉及在存在风险的患者中安置植入型复律除颤器（ICD），然而在使用消融术防止因VT/VF所致的反复ICD休克方面存在日益增加的兴趣（Reddy（雷迪），Reynolds（雷诺兹）等人，2007）。鉴定和定位VT的病因可能是困难的，并且消融术在专业化中心进行。在VF中，动物数据显示，VF的病因存在于希氏-浦肯野组织附近的固定区域（Tabereaux（泰伯奥斯），Walcott（沃尔科特）等人，2007），但

是这在人类中仍理解很差。鉴定和定位 VF 病因的目前仅有描述需要手术暴露 (Nash(纳什),Mourad(穆哈德) 等人 ,2006) 或在心脏移植后从身体取出的心脏中进行 (Masse(梅西),Downar(唐纳) 等人 ,2007)。因此,用于 VF 的最小侵入性消融术致力于鉴定罕见病例中其触发物 (Knecht(克内希特),Sacher(萨赫) 等人 ,2009),但是仍不能在更广泛的群体中进行。

[0024] 现有感测工具对于鉴定和定位复杂紊乱 (例如 AF) 病因也是欠优的,包括单传感器或多传感器设计存在 (例如 Triedman(特里德曼) 等人的美国专利 5,848,972)。然而,此类工具典型地具有有限的视野,这种视野不足以鉴定可能在心房中任何位置存在并且变化的 AF 病因 (Waldo(瓦尔多) 和 Feld(费尔德)2008)。可替代地,它们可能要求如此众多的用于宽大区域采样的放大器,以至于它们对于人类使用是不实用的。宽大区域采样是有利的,并且在动物中,通过手术暴露心脏 (Ryu(柳),Shroff(史洛夫) 等人 ,2005) 或将心脏从身体中取出来实现 (Skanes(斯科内斯),Mandapati(曼达帕提) 等人 ,1998 ;Warren(沃伦),Guha(古哈) 等人 ,2003)。在人类中,甚至外科研究在任一个时间上仅检验部分区域 (例如 (Sahadevan(萨哈德万),Ryu(柳) 等人 ,2004)),并且因使心脏暴露于可能改变节律紊乱脱离临床出现形式的空气、麻醉药和其他药物而引入问题。

[0025] 因此,现有方法已经大大致力于解剖学映射以鉴定患者是否患有心脏紊乱,而非确定这种紊乱的病因或源头。因此,迫切需要在个体患者中直接鉴定和定位心律紊乱的病因,以便能够进行治愈性疗法的方法和工具。对于 AF 和其他复杂节律紊乱,这是特别重要的,对此,理想地,一种系统将通过最小侵入性手术方法或其他方法检测消融术的定位的病因。

发明内容

[0026] 本发明披露了促进心脏信息重构以指示心律紊乱源头的系统、组件和方法,该心脏信息代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱。这种复杂节律紊乱可以通过施加用于修改节律紊乱源头的能量进行治疗。

[0027] 在本发明的一个方面,提供了一种用于重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头的系统,该系统包括 :

[0028] 至少一个计算设备,其被配置成 :

[0029] 接收该复杂节律紊乱期间来自该患者心脏的多个心脏信息信号,

[0030] 将这些心脏信息信号划分成多个高置信和低置信信号,其中这些高置信和低置信信号由一个置信阈值分开。

[0031] 在一个接受窗范围内确定与这些低置信信号相关的多个激动开始 ;

[0032] 将与这些低置信信号相关的多个激动开始和与这些高置信信号相关的多个激动开始排序 ;并且

[0033] 输出与这些高置信和低置信信号相关的多个激动开始以指示该复杂心律紊乱的一个源头。

[0034] 在优选实施方式中,该至少一个计算设备使用连接至少两个可识别性激动开始的一个波路径向量确定与这些低置信信号相关的多个激动开始。

[0035] 在优选实施方式中,该复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不

可识别期。

[0036] 在优选实施方式中，该复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0037] 在优选实施方式中，使用激动开始、周期长度 (CL)、动作电位时程 (APD)、和幅度中的至少一个，该至少一个计算设备将这些心脏信息信号划分成多个高置信和低置信信号，其中通过使用最大 dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个确定该激动开始。

[0038] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备使用 APD、传导速度 (CV)、纤维角度、连接至少两个可识别性激动开始的波路径向量、和解剖因素中的至少一个确定这一接受窗。

[0039] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声，该计算设备过滤这些心脏信息信号。

[0040] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备使用信噪比 (SNR)、模板匹配、频率和幅度中的至少一个忽略这些心脏信息信号中的至少一个。

[0041] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备通过鉴定与这些心脏信息信号相关的多个高置信水平搏动作为模板执行模板匹配。

[0042] 在优选实施方式中，系统进一步包括一个专家系统，该专家系统执行模板匹配。

[0043] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备基于与待划分的多个搏动相关的一个形状划分与这些心脏信息信号相关的多个搏动。

[0044] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备将与这些心脏信息信号相关的多个搏动划分为与大于或等于最小 APD 和小于或等于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的多个高置信搏动。

[0045] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备将与这些心脏信息信号相关的多个搏动划分为与小于最小 APD 或大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的多个低置信搏动。

[0046] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备使用搏动形状、搏动极性、和周围转动 / 径向散发中的至少一个修改该波路径向量。

[0047] 在优选实施方式中，系统进一步包括一个专家系统，该专家系统使用 APD、CV、连接至少两个可识别性激动开始的波路径向量、频率和纤维角度中的至少一个确定这一接受窗。

[0048] 在优选实施方式中，系统进一步包括一个专家系统，该专家系统使用多个波形确定多个激动开始。

[0049] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备使用滚动平均数和锁相中的至少一个确定与这些低置信信号相关的多个激动开始。

[0050] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备通过协调由使用波路径向量、接受窗、滚动平均数、和锁相中的至少两个所确定的多个激动开始而确定与这些低置信信号相关的多个激动开始。

[0051] 在优选实施方式中，该系统进一步包括 ：

[0052] 配置成存储从该患者心脏接收的多个心脏信息信号的至少一个存储设备，该至少一个存储设备与该至少一个计算设备操作上可耦联以提供这些信号给该至少一个计算设备。

[0053] 在优选实施方式中，系统进一步包括：

[0054] 一个导管，包括用来从该患者心脏接收这些心脏信息信号的多个传感器，并且与该至少一个计算设备操作上可耦联以提供这些心脏信息信号给该至少一个计算设备。

[0055] 在优选实施方式中，该至少一个计算设备包括储存多个指令的一个计算机可读介质，这些指令由至少一个处理设备执行时引起该至少一个处理设备执行该至少一个计算设备的多个操作。

[0056] 在本发明的一个方面，提供了一种促进代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息的重构以指示该复杂节律紊乱的一个源头的一种组件，该组件包括：

[0057] 一个导管，其包括配置成提供多个心脏信息信号的多个传感器；和

[0058] 与该传感器操作上可耦联的一个计算机可读介质，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过以下方式重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头：

[0059] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的多个心脏信息信号；

[0060] 将这些心脏信息信号划分成多个高置信和低置信信号，其中这些高置信和低置信信号由一个置信阈值分开；

[0061] 在一个接受窗范围内确定与这些低置信信号相关的多个激动开始；

[0062] 将与这些低置信信号相关的多个激动开始和与这些高置信信号相关的多个激动开始排序；并且

[0063] 输出与这些高置信和低置信信号相关的多个激动开始以指示复杂心律紊乱的一个源头。

[0064] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用连接至少两个可识别性激动开始的一个波路径向量确定与这些低置信信号相关的多个激动开始，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0065] 在优选实施方式中，该复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。

[0066] 在优选实施方式中，该复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0067] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用激动开始、周期长度(CL)、动作电位时程(APD)和幅度中的至少一个，将这些心脏信息信号划分成多个高置信和低置信信号，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头，其中通过使用最大dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个确定该激动开始。

[0068] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用APD、传导速度(CV)、纤维角度、连接至少两个可识别性激动开始的波路径向量和解剖因素中的至少一个确定这一接受窗，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0069] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过以下方式重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏

信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头：从心脏信息信号中除去基线漂移和噪声；并且过滤这些心脏信息信号。

[0070] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用信噪比 (SNR)、模板匹配、频率和幅度中的至少一个忽略这些心脏信息信号中的至少一个，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0071] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过鉴定与这些心脏信息信号相关的多个高置信搏动作为模板执行模板匹配，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0072] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括指令，这些指令由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用一种专家系统进行模板匹配，该专家系统使用搏动类型来进行模板匹配，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0073] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过基于与待划分的多个搏动相关的一个形状划分与这些心脏信息信号相关的多个搏动，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0074] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过将与这些心脏信息信号相关的多个搏动划分为与大于最小 APD 和小于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的多个高置信搏动，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0075] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过将与这些心脏信息信号相关的多个搏动划分为与小于最小 APD 或大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的多个低置信搏动，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0076] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一个修改该波路径向量，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0077] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用一个专家系统确定接受窗，该专家系统使用 APD、CV、连接至少两个可识别性激动开始的波路径向量、频率和纤维角度中的至少一个来确定这一接受窗，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0078] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用一种专家系统确定多个激动开始，该专家系统包括多个波形，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0079] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用滚动平均数和锁相中的至少一个确定与这些低置信信号相关的多个激动开始，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0080] 在优选实施方式中，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两个确定与这些低置信信号相关的多个激动开始，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头。

[0081] 在优选实施方式中，该组件进一步包括配置成存储从该导管接收的这些心脏信息信号的至少一个存储设备，该至少一个存储设备是该计算机可读介质可访问的，以便提供这些心脏信息信号给该计算设备。

[0082] 在本发明的一个方面，提供了一种重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示该复杂节律紊乱的一个源头的方法，该方法包括：

[0083] 接收该复杂节律紊乱期间来自多个传感器的多个心脏信息信号；

[0084] 通过计算设备，将这些心脏信息信号划分成多个高置信和低置信信号，其中这些高置信和低置信信号由一个置信阈值分开；

[0085] 通过该计算设备，在一个接受窗范围内确定与这些低置信信号相关的多个激动开始；

[0086] 通过该计算设备，将与这些低置信信号相关的多个激动开始和与这些高置信信号相关的多个激动开始排序；并且

[0087] 通过该计算设备，输出与这些高置信和低置信信号相关的多个激动开始以指示该复杂心律紊乱的一个源头。

[0088] 在优选实施方式中，确定进一步包括使用连接至少两个可识别性激动开始的一个波路径向量确定与这些低置信信号相关的多个激动开始。

[0089] 在优选实施方式中，该复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。

[0090] 在优选实施方式中，该复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0091] 在优选实施方式中，划分进一步包括使用激动开始、周期长度(CL)、动作电位时程(APD)和幅度中的至少一个以便将这些心脏信息信号划分多个成高置信和低置信信号，其中通过使用最大dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个确定该激动开始。

[0092] 在优选实施方式中，使用APD、传导速度(CV)、纤维角度、连接至少两个可识别性激动开始的波路径向量和解剖因素中的至少一个确定这一接受窗。

[0093] 在优选实施方式中，方法进一步包括：

[0094] 从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声，并且

[0095] 过滤这些心脏信息信号。

[0096] 在优选实施方式中，方法进一步包括使用信噪比(SNR)、模板匹配、频率和幅度中的至少一个忽略心脏信息信号中的至少一个。

[0097] 在优选实施方式中，模板匹配进一步包括鉴定与心脏信息信号相关的多个高置信

搏动作为模板。

[0098] 在优选实施方式中，使用一个专家系统执行模板匹配，该专家系统使用多个搏动类型来执行模板匹配。

[0099] 在优选实施方式中，方法进一步包括基于与待划分的搏动相关的一个形状划分与这些心脏信息信号相关的多个搏动。

[0100] 在优选实施方式中，划分这些心脏信息信号进一步包括将与这些心脏信息信号相关的多个搏动划分为与大于最小 APD 和小于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的多个高置信搏动。

[0101] 在优选实施方式中，方法进一步包括使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一个修改该波路径向量。

[0102] 在优选实施方式中，划分这些心脏信息信号进一步包括将与这些心脏信息信号相关的多个搏动划分为与小于最小 APD 或大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的多个低置信搏动。

[0103] 在优选实施方式中，确定这一接受窗进一步包括使用一个专家系统，该专家系统使用 APD、CV、连接至少两个可识别性激动开始的波路径向量、频率和纤维角度中的至少一个来确定这一接受窗。

[0104] 在优选实施方式中，确定多个激动开始进一步包括使用一个专家系统，该专家系统包括多个波形。

[0105] 在优选实施方式中，确定与这些低置信信号相关的多个激动开始进一步包括使用滚动平均数和锁相中的至少一各确定多个激动开始。

[0106] 在优选实施方式中，确定与这些低置信信号相关的多个激动开始进一步包括协调通过使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两个所确定的多个激动开始。

[0107] 在本发明的一个方面，提供了一种与提供心律紊乱的表示相关的系统，包括：

[0108] 多个传感器，所述多个传感器布置在与所述心脏有关的多个位置以感测心脏信息信号；

[0109] 处理器，所述处理器与所述多个传感器交互，其中所述处理器被配置为：

[0110] 从所述多个传感器采集与所述心脏信息信号相关的数据，所述数据包括在每个位置处的每个心脏信息信号的激动开始，使得在多个位置处的多个激动开始被采集；以及

[0111] 生成源自所采集的数据的激动开始的排列，其中所述激动开始的所述排列提供识别心律紊乱的源头的表示。

[0112] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始。

[0113] 在优选实施方式中，所述心律紊乱包括不可识别期，所述心脏信息信号在所述不可识别期为静息。

[0114] 在优选实施方式中，所述心律紊乱包括与所述心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0115] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为使用激动开始、周期长度 CL、动作电位时程 APD 和幅度中的至少一个，将所述心脏信息信号划分成高置信信号和低置信信号，其中，通过使用最大 dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个确定所述激动开始。

[0116] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为使用动作电位时程APD、传导速度CV、纤维角度、解剖因素和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个确定接受窗。

[0117] 在优选实施方式中，系统还包括专家系统，所述专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

[0118] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与大于或等于最小动作电位时程APD和小于或等于最大CL的、待划分的所述搏动相关的周期长度CL相对应的高置信搏动。

[0119] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小动作电位时程APD或大于最大CL的、待划分的所述搏动相关的周期长度CL相对应的低置信搏动。

[0120] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为使用搏动形状、搏动极性、周围转动散发和径向散发中的至少一个修改所述向量。

[0121] 在优选实施方式中，系统还包括专家系统，所述专家系统使用动作电位时程APD、传导速度CV、频率、纤维角度和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个确定所述接受窗。

[0122] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为使用滚动平均数和锁相中的至少一个确定与低置信信号相关的激动开始。

[0123] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为通过协调由使用所述向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两个所确定的激动开始而确定与低置信信号相关的激动开始。

[0124] 在优选实施方式中，所述系统还包括：

[0125] 至少一个存储设备，其被配置为存储从空间上与所述患者心脏相关的多个传感器接收的所述心脏信息信号，所述至少一个存储设备操作上可耦联至少一个计算设备以将所述信号提供给所述至少一个计算设备。

[0126] 在优选实施方式中，所述系统还包括：

[0127] 导管，所述导管包括多个传感器以接收空间上与所述患者心脏相关的所述心脏信息信号，并且操作上可耦联所述至少一个计算设备以将所述心脏信息信号提供给所述至少一个计算设备。

[0128] 在优选实施方式中，系统还包括组件，所述组件包括：

[0129] 导管，所述导管包括多个传感器以接收空间上与所述患者心脏相关的所述心脏信息信号，并且操作上可耦联至少一个计算设备以将所述心脏信息信号提供给所述至少一个计算设备；以及

[0130] 存储设备，所述存储设备操作上可耦联所述至少一个计算设备，所述存储设备能够使所述至少一个计算设备进行采集和生成。

[0131] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与所述低置信信号相关的激动开始。

[0132] 在优选实施方式中，所述心律紊乱包括不可识别期，所述心脏信息信号在所述不可识别期是静息的，或者所述心律紊乱包括与所述心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0133] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用激动开始、周期长度CL、动

作电位时程 APD 和幅度中的至少一个将所述心脏信息信号划分成所述高置信信号和低置信信号，其中通过使用最大 dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个来确定所述激动开始。

[0134] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用动作电位时程 APD、传导速度 CV、纤维角度、解剖因素和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个确定所述接受窗。

[0135] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用专家系统执行模板匹配，所述专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

[0136] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与大于或等于最小动作电位时程 APD 和小于或等于最大 CL 的、待划分的所述搏动相关的周期长度 CL 相对应的高置信搏动。

[0137] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小动作电位时程 APD 或大于最大 CL 的、待划分的所述搏动相关的周期长度 CL 相对应的低置信搏动。

[0138] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用搏动形状、搏动极性、周围转动散发和径向散发中的至少一个修改所述向量。

[0139] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用专家系统确定所述接受窗，所述专家系统使用动作电位时程 APD、传导速度 CV、频率、纤维角度和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个来确定所述接受窗。

[0140] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用滚动平均数和锁相中的至少一个确定与所述低置信信号相关的激动开始。

[0141] 在优选实施方式中，所述至少一个计算设备还能够使用所述向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两个确定与所述低置信信号相关的激动开始。

[0142] 在优选实施方式中，所述组件还包括：

[0143] 至少一个存储设备，其被配置为存储来自所述导管的所述心脏信息信号，所述至少一个存储设备可访问的以将所述心脏信息信号提供给所述计算设备。

[0144] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为将所述心脏信息信号划分成高置信信号和低置信信号，其中，所述高置信信号和所述低置信信号由置信阈值分开。

[0145] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为在接受时间窗内确定与低置信信号中的至少一个相关的激动开始。

[0146] 在优选实施方式中，所述处理器还被配置为对与所述高置信信号和所述低置信信号相关的所述激动开始进行排序以指示所述心律紊乱的所述源头。

[0147] 在本发明的一个方面，提供了一种提供心律紊乱的表示的方法，所述方法包括：

[0148] 接收布置在与心脏有关的多个位置的心脏信息信号以感测心脏信息信号；

[0149] 从所述多个位置采集与所述心脏信息信号相关的数据，所述数据包括在每个位置处的每个心脏信息信号的激动开始，使得在多个位置处的多个激动开始被采集；以及

[0150] 生成源自所采集的数据的激动开始的排列，其中，所述激动开始的所述排列提供识别心律紊乱的源头的表示。

[0151] 在优选实施方式中，确定还包括使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定

与低置信信号相关的激动开始。

[0152] 在优选实施方式中，所述心律紊乱包括不可识别期，所述心脏信息信号在所述不可识别期是静息的，或者所述心律紊乱包括与所述心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0153] 在优选实施方式中，方法还包括使用激动开始、周期长度 CL、动作电位时程 APD 和幅度中的至少一个将所述心脏信息信号划分成高置信信号和低置信信号，其中，通过使用最大 dV/dt、模板匹配、频率和幅度中的至少一个确定所述激动开始。

[0154] 在优选实施方式中，使用动作电位时程 APD、传导速度 CV、纤维角度、解剖因素和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个确定接受窗。

[0155] 在优选实施方式中，使用专家系统执行模板匹配，所述专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

[0156] 在优选实施方式中，方法还包括将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与大于最小动作电位时程 APD 和小于或等于最大 CL 的、待划分的所述搏动相关的周期长度 CL 相对应的高置信搏动。

[0157] 在优选实施方式中，方法还包括使用搏动形状、搏动极性、周围转动散发和径向散发中的至少一个修改所述向量。

[0158] 在优选实施方式中，方法还包括将与所述心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小动作电位时程 APD 或大于最大 CL 的、待划分的所述搏动相关的周期长度 CL 相对应的低置信搏动。

[0159] 在优选实施方式中，方法还包括使用专家系统确定接受窗，所述专家系统使用动作电位时程 APD、传导速度 CV、频率、纤维角度和连接至少两个可识别性激动开始的向量中的至少一个来确定所述接受窗。

[0160] 在优选实施方式中，方法还包括确定与所述低置信信号相关的激动开始，其中使用滚动平均数和锁相中的至少一个确定所述激动开始。

[0161] 在优选实施方式中，方法还包括通过协调根据使用所述向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两个所确定的激动开始来确定与低置信信号相关的激动开始。

[0162] 在优选实施方式中，方法还包括将所述心脏信息信号划分成高置信信号和低置信信号，其中，所述高置信信号和所述低置信信号由置信阈值分开。

[0163] 在优选实施方式中，方法还包括在接受时间窗内确定与所述低置信信号中的至少一个相关的激动开始。

[0164] 在优选实施方式中，方法还包括对与所述高置信信号和所述低置信信号相关的所述激动开始进行排序以指示所述心律紊乱的所述源头。

[0165] 在本发明的一个方面，提供了一种重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息，以指示复杂节律紊乱源头的方法，该方法包括：

[0166] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信息信号；

[0167] 通过计算设备，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开；

[0168] 通过计算设备，使用连接至少两个可识别性激动开始的向量，确定与低置信信号相关的激动开始；

[0169] 通过计算设备，将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序；

[0170] 通过计算设备，输出与高置信和低置信信号相关的激动开始，以指示复杂心律紊乱源头。

[0171] 确定可以进一步包括使用接受窗确定与低置信信号相关的激动开始。

[0172] 在一些实施方案中，复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。

[0173] 在其他实施方案中，这种复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0174] 划分可以进一步包括使用激动开始、周期长度 (CL)、动作电位时程 (APD) 和幅度中的至少一种，以便将心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用最大 dV/dt、模板匹配和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0175] 在一些实施方案中，可以使用 APD、传导速度 (CV)、纤维角度和解剖因素中的至少一种确定接受窗。

[0176] 可以从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声并且可以过滤这些心脏信息信号。

[0177] 可以使用信噪比 (SNR)、模板匹配、和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0178] 模板匹配可以进一步包括鉴定与心脏信息信号相关的高置信搏动作为模板。可以使用一个专家系统进行这种模板匹配，该专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

[0179] 可以进一步基于与待划分的搏动相关的形状来划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0180] 这些心脏信息信号的划分可以进一步包括将与心脏信息信号相关的搏动划分为与大于最小 APD 和小于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的高置信搏动，。

[0181] 在一些实施方案中，可以使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改该向量。

[0182] 这些心脏信息信号的划分可以进一步包括将与心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0183] 接受窗的确定可以进一步包括使用一个专家系统，该专家系统使用 APD、CV 和纤维角度中的至少一种来确定接受窗。

[0184] 激动开始的确定可以进一步包括使用一个专家系统，该专家系统包括波形。

[0185] 确定与低置信信号相关的激动开始可以包括使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定激动开始。

[0186] 确定与低置信信号相关的激动开始可以进一步包括协调通过使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种所确定的激动开始。

[0187] 在本发明的一个方面，提供了一种重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的方法，该方法包括：

[0188] 划分包括出自总搏动的可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，以及包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期，第一可识

别搏动数低于该预定百分比；

[0189] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于低置信通道上的不可识别搏动；

[0190] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两个激动开始之间的向量；

[0191] 在其中该向量横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这个时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0192] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间，选择一个可能的激动开始。

[0193] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0194] 在一些实施方案中，该方法可以进一步包括：

[0195] 确定出现在不可识别搏动之前的、在低置信通道上的可识别搏动之间的第二时间区间，该第二时间区间从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始；

[0196] 推进这个第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；

[0197] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0198] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0199] 在本发明的一个方面，提供了一种确定复杂节律紊乱中的激动时间的方法，该方法包括：

[0200] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0201] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0202] 在其中该向量横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，该时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0203] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0204] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0205] 该方法可以进一步包括：

[0206] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间第二时间区间，这种第二时间区间从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0207] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0208] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0209] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0210] 在本发明的一个方面，提供了包括指令的计算机可读介质，这些指令在由一个计

算设备执行时引起这个计算设备通过以下方式重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头：

[0211] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信息信号；

[0212] 将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开；

[0213] 使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始；

[0214] 将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序；并且

[0215] 输出与高置信和低置信信号相关的激动开始以指示复杂心律紊乱源头。

[0216] 可以提供指令以引起这个计算设备通过使用接受窗确定与低置信信号相关的激动开始，重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头：。

[0217] 在一些实施方案中，复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。在其他实施方案中，这种复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0218] 可以提供指令以引起这个计算设备使用激动开始、周期长度 (CL)、动作电位时程 (APD) 和幅度中的至少一种，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用最大 dV/dt、模板匹配和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0219] 可以提供指令以引起这个计算设备使用 APD、传导速度 (CV)、纤维角度和解剖因素中的至少一种确定接受窗。

[0220] 可以提供指令以引起这个计算设备从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声，并且过滤这些心脏信息信号。

[0221] 可以提供指令以引起这个计算设备使用信噪比 (SNR)、模板匹配和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0222] 可以提供指令以引起这个计算设备通过鉴定与心脏信息信号相关的高置信水平搏动作为模板执行模板匹配。

[0223] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统进行这种模板匹配，该专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

[0224] 可以提供指令以引起这个计算设备基于与待划分的搏动相关的形状，划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0225] 可以提供指令以引起这个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与大于最小 APD 和小于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的高置信搏动。

[0226] 可以提供指令以引起这个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0227] 可以提供指令以引起这个计算设备使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改波路径向量。

[0228] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统确定接受窗，该专家系统使用 APD、CV 和纤维角度中的至少一种来确定接受窗。

[0229] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统确定激动开始，该专家系统

包括波形。

[0230] 可以提供指令以引起这个计算设备使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定与低置信信号相关的激动开始。

[0231] 可以提供指令以引起这个计算设备使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种确定与低置信信号相关的激动开始。

[0232] 在本发明的一个方面，提供了包括指令的计算机可读介质，这些指令在由一个计算设备执行时引起这个计算设备通过以下方式重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号：

[0233] 划分包括出自总搏动的可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，和包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期，第一可识别搏动数低于该预定百分比；

[0234] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于中等置信通道上的不可识别搏动；

[0235] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两个激动开始之间的向量；

[0236] 在其中该波路径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这个时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0237] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间，选择一个可能的激动开始。

[0238] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0239] 在一些实施方案中，可以提供指令以引起这个计算设备做以下事：

[0240] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道上的可识别搏动之间第二间隔，这种第二间隔从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始；

[0241] 推进确定的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；

[0242] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0243] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0244] 在本发明的一个方面，提供了包括指令的计算机可读介质，这些指令在由一个计算设备执行时引起这个计算设备通过以下方式确定复杂节律紊乱中的激动时间：

[0245] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0246] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0247] 在其中该向量横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这个时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0248] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0249] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0250] 在一些实施方案中，可以提供指令以引起这个计算设备做以下事：

[0251] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间第二时间区间，这种第二时间区间从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0252] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0253] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0254] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0255] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头的系统，该系统包括：

[0256] 至少一个计算设备，

[0257] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信息信号的至少一个计算设备；

[0258] 将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号的至少一个计算设备，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开，

[0259] 使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始的至少一个计算设备，

[0260] 将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序的至少一个计算设备；

[0261] 输出与高置信和低置信信号相关的激动开始以指示复杂心律紊乱源头的至少一个计算设备。

[0262] 该至少一个计算设备可以使用接受窗确定与低置信信号相关的激动开始。

[0263] 在一些实施方案中，复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。在其他实施方案中，复杂节律紊乱包括与心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0264] 至少一个计算设备可以使用激动开始、周期长度(CL)、动作电位时程(APD)、和幅度中的至少一种，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用最大dV/dt、模板匹配、和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0265] 至少一个计算设备可以使用APD、传导速度(CV)、纤维角度、和解剖因素中的至少一种确定接受窗。

[0266] 至少一个计算设备可以从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声，并且可以过滤这些心脏信息信号。

[0267] 至少一个计算设备可以使用信噪比(SNR)、模板匹配、和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0268] 至少一个计算设备可以通过鉴定与心脏信息信号相关的高置信水平搏动作为模板执行模板匹配。

[0269] 该系统可以进一步包括执行模板匹配的专家系统。

[0270] 至少一个计算设备可以基于与待划分的搏动相关的形状，划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0271] 至少一个计算设备可以将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与大于或等于最小 APD 和小于或等于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的高置信搏动。

[0272] 至少一个计算设备可以将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0273] 至少一个计算设备可以使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改波路径向量。

[0274] 该系统可以进一步包括使用 APD、CV、和纤维角度中的至少一种确定接受窗的专家系统。

[0275] 该系统可以进一步包括使用波形确定激动开始的专家系统。

[0276] 至少一个计算设备可以使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定与低置信信号相关的激动开始。

[0277] 至少一个计算设备可以通过协调由使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种所确定的激动开始而确定与低置信信号相关的激动开始。

[0278] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的系统，该系统包括：

[0279] 至少一个计算设备，被配置成：

[0280] 划分包括出自总搏动中可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，和包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期，第一可识别搏动数低于该预定百分比；

[0281] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于低置信通道上的不可识别搏动；

[0282] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两个激动开始之间的向量；

[0283] 在其中该波路径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这个时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0284] 在最接近不可识别搏动的计算波路径的限定时间区间期间选择一个可能的激动开始。

[0285] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。。

[0286] 至少一个计算设备可以进一步配置成：

[0287] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道上的可识别搏动之间的第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始；

[0288] 推进确定的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；

[0289] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0290] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0291] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中的激动时间的系统，该系统包括：

[0292] 至少一个计算设备，配置成：

[0293] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动相；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0294] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0295] 在其中该波路径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0296] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0297] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0298] 至少一个计算设备可以进一步配置成：

[0299] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间的第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0300] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0301] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0302] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0303] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头的系统，该系统包括：

[0304] 至少一个存储设备，

[0305] 与至少一个存储设备操作上可耦联的至少一个计算设备，

[0306] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信息信号的至少一个计算设备；

[0307] 将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号的至少一个计算设备，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开，

[0308] 使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始的至少一个计算设备，

[0309] 将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序的至少一个计算设备；

[0310] 输出与高置信和低置信信号相关的激动开始以指示复杂心律紊乱源头的至少一个计算设备。

[0311] 这种至少一个计算设备可以使用接受窗确定与低置信信号相关的激动开始。

[0312] 在一些实施方案中，复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。在其他实施方案中，这种复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0313] 至少一个计算设备可以使用激动开始、周期长度(CL)、动作电位时程(APD)和幅度中的至少一种，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用最大dV/dt、模板匹配和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0314] 至少一个计算设备可以使用APD、传导速度(CV)、纤维角度、和解剖因素中的至少

一种确定接受窗。

[0315] 至少一个计算设备可以从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声，并且可以进一步过滤这些心脏信息信号。

[0316] 至少一个计算设备可以使用信噪比 (SNR)、模板匹配和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0317] 至少一个计算设备可以通过鉴定与心脏信息信号相关的高置信搏动作为模板执行模板匹配。

[0318] 该系统可以进一步包括执行模板匹配的专家系统。

[0319] 至少一个计算设备可以基于与待划分的搏动相关的形状，划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0320] 在一些实施方案中，至少一个计算设备可以将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与大于或等于最小 APD 和小于或等于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的高置信搏动。在其他实施方案中，至少一个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0321] 至少一个计算设备可以使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改波路径向量。

[0322] 该系统也可以包括使用 APD、CV 和纤维角度中的至少一种确定接受窗的专家系统。

[0323] 该系统也可以包括使用波形确定激动开始的专家系统。

[0324] 至少一个计算设备可以使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定与低置信信号相关的激动开始。

[0325] 至少一个计算设备可以通过协调由使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种所确定的激动开始而确定与低置信信号相关的激动开始。

[0326] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的系统，该系统包括 ：

[0327] 至少一个存储设备，

[0328] 与存储设备可耦联的至少一个计算设备，该至少一个计算设备配置成 ：

[0329] 划分包括出自总搏动当中的可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，和包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期，第一可识别搏动数低于该预定百分比 ；

[0330] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于低置信通道上的不可识别搏动 ；

[0331] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两个激动开始之间的向量 ；

[0332] 在其中该波路径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止 ；并且

[0333] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个可能的激动开始。

[0334] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0335] 至少一个计算设备可以进一步配置成：

[0336] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道上的可识别搏动之间第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始；

[0337] 推进这个第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；

[0338] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0339] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0340] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中的激动时间的系统，该系统包括：

[0341] 至少一个存储设备；

[0342] 与至少一个存储设备可耦联的至少一个计算设备，该至少一个计算设备配置成：

[0343] 鉴定与邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0344] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0345] 在其中限定的向量相横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这个时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0346] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0347] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0348] 至少一个计算设备可以进一步配置成：

[0349] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间第二时间区间，这种第二时间区间从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0350] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0351] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0352] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0353] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头的系统，该系统包括：

[0354] 包括多个传感器的导管；

[0355] 在复杂节律紊乱期间与这些传感器操作上可耦联的至少一个计算设备，

[0356] 接收来自多个传感器的心脏信息信号的至少一个计算设备，

[0357] 将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号的至少一个计算设备，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开，

[0358] 使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始的至少一个计算设备，

[0359] 将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序的至少一个计算设备；

[0360] 输出与高置信和低置信信号相关的激动开始以指示复杂心律紊乱源头的至少一个计算设备。

[0361] 这种至少一个计算设备可以使用接受窗确定与低置信信号相关的激动开始。

[0362] 在一些实施方案中，复杂节律紊乱可以包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。在其他实施方案中，这种复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0363] 至少一个计算设备可以使用激动开始、周期长度 (CL)、动作电位时程 (APD) 和幅度中的至少一种，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用最大 dV/dt、模板匹配和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0364] 至少一个计算设备可以使用 APD、传导速度 (CV)、纤维角度和解剖因素中的至少一种确定接受窗。

[0365] 至少一个计算设备可以从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声，并且可以过滤这些心脏信息信号。

[0366] 至少一个计算设备可以使用信噪比 (SNR)、模板匹配和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0367] 至少一个计算设备可以通过鉴定与心脏信息信号相关的高置信搏动作为模板执行模板匹配。

[0368] 该系统可以包括执行模板匹配的专家系统。

[0369] 至少一个计算设备可以基于与待划分的搏动相关的形状，划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0370] 至少一个计算设备可以将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与大于或等于最小 APD 和小于或等于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的高置信搏动。

[0371] 至少一个计算设备可以将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0372] 至少一个计算设备可以使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改波路径向量。

[0373] 该系统以包括使用 APD、CV 和纤维角度中的至少一种确定接受窗的专家系统。

[0374] 该系统也可以包括使用波形确定激动开始的专家系统。

[0375] 至少一个计算设备可以使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定与低置信信号相关的激动开始。

[0376] 至少一个计算设备可以通过协调由使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种所确定的激动开始而确定与低置信信号相关的激动开始。

[0377] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的系统，该系统包括：

[0378] 包括多个传感器的导管；

[0379] 与这些传感器操作上可耦联的至少一个计算设备，这个至少一个计算设备配置成：

[0380] 划分包括出自总搏动当中的可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，和包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期，第一可识别搏动数低于该预定百分比；

[0381] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于低置信通道上的不可识别搏动；

[0382] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两个激动开始之间的向量；

[0383] 在其中该波路径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0384] 在最接近不可识别搏动的计算波路径的限定时间区间期间选择一个可能的激动开始。

[0385] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0386] 至少一个计算设备可以进一步配置成：

[0387] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道上的可识别搏动之间的第二时间区间，这种第二时间区间从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始；

[0388] 推进这个第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；

[0389] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0390] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0391] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中的激动时间的系统，该系统包括：

[0392] 包括多个传感器的导管；

[0393] 与这些传感器操作上可耦联的至少一个计算设备，该至少一个计算设备配置成：

[0394] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0395] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0396] 在其中限定的向量途径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0397] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0398] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0399] 至少一个计算设备可以进一步配置成：

[0400] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间的第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0401] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0402] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0403] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0404] 在本发明的一个方面，提供了一种促进代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息重构以指示复杂节律紊乱源头的组件，该组件包括：

[0405] 包括适应于提供心脏信息信号的多个传感器的导管；和

[0406] 适应于与这些传感器操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括指令，这些指令在由一个计算设备执行时引起该计算设备通过以下方式重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头：

[0407] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信息信号；

[0408] 将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开；

[0409] 使用连接至少两个可识别性激动开始的向量确定与低置信信号相关的激动开始；

[0410] 将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序；并且

[0411] 输出与高置信和低置信信号相关的激动开始以指示复杂心律紊乱源头。

[0412] 可以提供指令以引起这个计算设备使用接受窗确定激动开始。

[0413] 在一些实施方案中，这种复杂节律紊乱可以包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。在其他实施方案中，这种复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0414] 可以提供指令以引起这个计算设备使用激动开始、周期长度(CL)、动作电位时程(APD)和幅度中的至少一种，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用最大dV/dt、模板匹配和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0415] 可以提供指令以引起这个计算设备使用APD、传导速度(CV)、纤维角度和解剖因素中的至少一种确定这个接受窗。

[0416] 可以提供指令以引起这个计算设备从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声并且过滤这些心脏信息信号。

[0417] 可以提供指令以引起这个计算设备使用信噪比(SNR)、模板匹配和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0418] 可以提供指令以引起这个计算设备鉴定与心脏信息信号相关的高置信搏动作为模板执行模板匹配。

[0419] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统进行模板匹配，该专家系统使用搏动类型来执行模板匹配。

[0420] 可以提供指令以引起这个计算设备基于与待划分的搏动相关的形状，划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0421] 可以提供指令以引起这个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与大于最小APD和小于最大CL的、待划分的搏动相关的CL相对应的高置信搏动。

[0422] 可以提供指令以引起这个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与

小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0423] 可以提供指令以引起这个计算设备使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改波路径向量。

[0424] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统确定接受窗，该专家系统使用 APD、CV 和纤维角度中的至少一种来确定接受窗。

[0425] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统确定激动开始，该专家系统包括波形。

[0426] 可以提供指令以引起这个计算设备使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定激动开始。

[0427] 可以提供指令以引起这个计算设备使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种确定激动开始。

[0428] 在本发明的一个方面，提供了一种重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的组件，该组件包括 ：

[0429] 包括多个接收心脏信号的传感器的导管 ；和

[0430] 与这些传感器操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括指令，这些指令在处理器执行时，引起这个处理器做以下事 ：

[0431] 划分包括出自总搏动当中的可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，和包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个偏转和静息期，第一可识别搏动数低于该预定百分比 ；

[0432] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于低置信通道上的不可识别搏动 ；

[0433] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两个激动开始之间的向量 ；

[0434] 在其中限定的向量横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止 ；并且

[0435] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个可能的激动开始。

[0436] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0437] 可以将指令提供给处理器以便 ：

[0438] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道上的可识别搏动之间第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始 ；

[0439] 推进这个第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始 ；

[0440] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始 ；并且

[0441] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0442] 在本发明的一个方面，提供了一种确定复杂节律紊乱中的激动时间的组件，该组件包括 ：

[0443] 包括多个接收心脏信号的传感器的导管；和

[0444] 与这些传感器操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括指令，这些指令在处理器执行时，引起这个处理器做以下事：

[0445] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0446] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0447] 在其中该波路径横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0448] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0449] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0450] 可以将指令提供给处理器以便：

[0451] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间第二间隔，该间隔从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0452] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0453] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0454] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0455] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头的系统，该系统包括：

[0456] 计算设备；和

[0457] 适应于与这个计算设备操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由这个计算设备执行时，引起这个计算设备通过以下方式重构代表与患者心脏相关的复杂节律紊乱的心脏信息以指示复杂节律紊乱源头：

[0458] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信息信号；

[0459] 将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中这些高置信和低置信信号由置信阈值分开；

[0460] 使用连接至少两个可识别性激动开始的向量的至少一个确定与低置信信号相关的激动开始；

[0461] 将与低置信信号相关的激动开始和与高置信信号相关的激动开始排序；并且

[0462] 输出与高置信和低置信信号相关的激动开始以指示复杂心律紊乱源头。

[0463] 可以提供指令以引起这个计算设备使用接受窗确定激动开始。

[0464] 在一些实施方案中，复杂节律紊乱包括在此期间这些心脏信息信号为静息的不可识别期。在其他实施方案中，这种复杂节律紊乱包括与这些心脏信息信号相关的不可识别的最早激动开始。

[0465] 可以提供指令以引起这个计算设备使用激动开始、周期长度(CL)、动作电位时程(APD)和幅度中的至少一种，将这些心脏信息信号划分成高置信和低置信信号，其中通过用

最大 dV/dt、模板匹配和幅度中的至少一种确定激动开始。

[0466] 可以提供指令以引起这个计算设备使用 APD、传导速度 (CV)、纤维角度和解剖因素中的至少一种确定这个接受窗。

[0467] 可以提供指令以引起这个计算设备从这些心脏信息信号中除去基线漂移和噪声并且进一步过滤这些心脏信息信号。

[0468] 可以提供指令以引起这个计算设备使用信噪比 (SNR)、模板匹配和幅度中的至少一种忽略这些心脏信息信号中的至少一种。

[0469] 可以提供指令以引起这个计算设备鉴定与心脏信息信号相关的高置信搏动作为模板执行模板匹配。

[0470] 可以提供指令以引起这个计算设备使用执行模板匹配的一个专家系统来执行模板匹配。

[0471] 可以提供指令以引起这个计算设备基于与待划分的搏动相关的形状，划分与心脏信息信号相关的搏动。

[0472] 可以提供指令以引起这个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与大于最小 APD 和小于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的高置信搏动。

[0473] 可以提供指令以引起这个计算设备将与这些心脏信息信号相关的搏动划分为与小于最小 APD 和大于最大 CL 的、待划分的搏动相关的 CL 相对应的低置信搏动。

[0474] 可以提供指令以引起这个计算设备使用搏动形状、搏动极性和周围转动 / 径向散发中的至少一种修改波路径向量。

[0475] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统确定接受窗，该专家系统使用 APD、CV 和纤维角度中的至少一种来确定接受窗。

[0476] 可以提供指令以引起这个计算设备使用一个专家系统确定激动开始，该专家系统包括波形。

[0477] 可以提供指令以引起这个计算设备使用滚动平均数和锁相中的至少一种确定激动开始。

[0478] 可以提供指令以引起这个计算设备使用波路径向量、接受窗、滚动平均数和锁相中的至少两种确定激动开始。

[0479] 在本发明的一个方面，提供了一种用于重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的系统，该系统包括 ：

[0480] 计算设备 ；和

[0481] 适应于与这个计算设备操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括多个指令，这些指令在由这个计算设备执行时，引起这个计算设备做以下事 ：

[0482] 划分包括出自总搏动当中的可识别搏动的至少一个预定百分比的高置信通道，每个可识别搏动具有可鉴定的激动开始，和包括第一可识别搏动数和第二不可识别搏动数的低置信通道，每个不可识别搏动具有与多个可能的激动开始相关的多个屈折和静息期，第一可识别搏动数低于该预定百分比 ；

[0483] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道上的多个可识别搏动，这些高置信通道上的可识别搏动对应于低置信通道上的不可识别搏动 ；

[0484] 通过低置信通道上的不可识别搏动，计算相邻通道上鉴定的可识别搏动的至少两

个激动开始之间的向量；

[0485] 在其中计算的向量横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道上的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定度量标准，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0486] 在最接近不可识别搏动的计算向量的限定时间区间期间选择一个可能的激动开始。

[0487] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0488] 可以提供指令以引起这个计算设备做以下事：

[0489] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道上的可识别搏动之间的第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至低置信通道上相应的可识别搏动的第二激动开始；

[0490] 推进这个第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；

[0491] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0492] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0493] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中的激动时间的系统，该系统包括：

[0494] 计算设备；和

[0495] 适应于与这个计算设备操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括指令，这些指令在由这个计算设备执行时，引起这个计算设备做以下事：

[0496] 鉴定邻近低置信通道的高置信通道的信号中的至少两个可识别搏动，这些可识别搏动对应于低置信通道的信号中的不可识别搏动；这种不可识别搏动具有与可能的激动开始相关的多个屈折和静息期；

[0497] 通过不可识别搏动计算可识别搏动的激动开始之间的向量；

[0498] 在其中计算的向量横过不可识别搏动的区域周围限定与不可识别搏动相关的时间区间窗口，这种限定的时间区间表示基于具有一个选择或确定的激动开始的低置信通道的信号中的先前搏动，不可识别搏动可以多早地激动，以及基于至少一个预定特性，不可识别搏动可以多晚地终止；并且

[0499] 在与不可识别搏动的计算向量最接近的限定时间区间期间选择一个激动开始。

[0500] 联系限定时间区间期间的屈折或静息期，可以选择这种可能的激动开始。

[0501] 可以提供指令以引起这个计算设备做以下事：

[0502] 确定在出现在不可识别搏动之前的低置信通道的信号中的可识别搏动之间的第二时间区间，该间隔从第一激动开始延伸至相应的可识别搏动的第二激动时间；

[0503] 推进这个信号中的第二时间区间，使得第一激动开始逼近先前搏动的激动开始；并且

[0504] 使所选择的激动开始与第二激动开始相协调成为协调的激动开始；并且

[0505] 用不可识别搏动的协调的激动开始更新所选择的激动开始。

[0506] 在本发明的一个方面，提供了一种确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始的方法，该方法包括：

[0507] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信号；并且

[0508] 通过计算设备，使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始。

[0509] 在本发明的一个方面，提供了包括指令的计算机可读介质，这些指令在由一个计算设备执行时引起这个计算设备通过以下方式确定复杂节律紊乱中与不可识别搏动相关的激动开始：

[0510] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信号；并且

[0511] 通过这个计算设备，使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始。

[0512] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始的系统，该系统包括：

[0513] 至少一个计算设备，

[0514] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信号的至少一个计算设备；

[0515] 使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始的至少一个计算设备。

[0516] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始的系统，该系统包括：

[0517] 至少一个存储设备；

[0518] 与至少一个存储设备操作上可耦联的至少一个计算设备，

[0519] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信号的至少一个计算设备；

[0520] 使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始的至少一个计算设备。

[0521] 在本发明的一个方面，提供了一种用于确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始的系统，该系统包括：

[0522] 包括多个传感器的导管；

[0523] 与这些传感器操作上可耦联的至少一个计算设备，

[0524] 接收复杂节律紊乱期间来自多个传感器的心脏信号的至少一个计算设备，

[0525] 使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始的至少一个计算设备。

[0526] 在本发明的一个方面，提供了一种系统给一个组件，以确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始，该组件包括：

[0527] 包括适应于在复杂节律紊乱期间提供心脏信号的多个传感器的导管；和

[0528] 适应于与一个计算设备操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括指令，这些指令在由这个计算设备执行时，引起这个计算设备通过使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始，以确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始：。

[0529] 在本发明的一个方面，提供了一种系统给一个系统，以确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始，该系统包括：

[0530] 计算设备；和

[0531] 适应于与计算设备操作上可耦联的计算机可读介质，该计算机可读介质包括指

令，这些指令在由这个计算设备执行时，引起这个计算设备通过使用波路径向量和接受窗中的至少一种确定与不可识别搏动相关的激动开始，以确定复杂节律紊乱中不可识别搏动的激动开始。

[0532] 应当理解，前述组件、操作、步骤或实施方案的任一个不局限于特定的披露的顺序并且可以在任何组合下使用。

附图说明

[0533] 附图构成本说明书的一部分并且包括本发明的示例性实施方案，这些实施方案可以在多种形式下体现。应当理解在一些实例中，本发明的不同方面可以夸大或放大地显示以促进对本发明的理解。

[0534] 图 1 是心脏图，其显示根据本发明，处理来自心脏的信号并且将它们排序的本发明传感器、消融导管和电子处理组件的用途。

[0535] 图 2 显示本发明的传感器装置设计（多螺旋筛设计 #1，扭转运动改变电极间距，推进 / 抽回扩展 / 收缩导管），该传感器装置设计以低分辨率检测心室宽大区域的生物信号然后以更高分辨率检测更窄的区域。

[0536] 图 3 显示本发明的另一种传感器装置设计（设计 #2，可调节式风扇层导管，轴上的扭转运动增加或减少中位间距），该传感器装置设计以低分辨率检测心室宽大区域的生物信号，然后以更高分辨率检测更窄的区域。

[0537] 图 4 显示本发明的另一种传感器装置设计（设计 #3，可调节式螺丝锥，旋转运动将螺丝锥的多条或很少的螺线推入腔室中），该传感器装置设计以低分辨率检测心室宽大区域的生物信号，然后以更高分辨率检测更窄的区域。

[0538] 图 5 显示来自待由本发明分析的心脏的一些信号类型，并且定义一些选择的术语，包括激动开始、激动结束和舒张间期。

[0539] 图 6 是根据本发明，显示在多个位置分析信号以鉴定和定位生物节律紊乱病因的流程图。

[0540] 图 7 显示本发明的一个实施方案，它描述人类信号的心率 - 行为（重构）曲线的计算，在一些情况下插入生理模式。

[0541] 图 8 显示人类单相动作电位时程的心率 - 响应（重构）可以在起搏的节律和 AF 之间测量时不同。

[0542] 图 9 显示相的直接赋予 (direct assignment)。

[0543] 图 10 是一个实施方案的流程图，它显示数据库中的感测信号和存储数据可以怎样用来产生概率图并使用它以便改善鉴定和定位生物节律紊乱病因的清晰性。

[0544] 图 11 是本发明在一位 47 岁男性中使用的实例。显示了来自患者的左侧和右侧心房和冠状窦内的信号（电描记图）的选择，该患者患有表现出需要治疗的心房颤动。

[0545] 图 12 显示使用本发明方法和系统的结果，该方法和系统鉴定电转子并且将其定位至右心房。观察到激动迹线围绕核心区域回转。还将核心区域在来自这位患者的心房构型中显示为右心房侧壁中的深色点。

[0546] 图 13 显示，在图 12 中鉴定的核心区域处直接消融小于 6 分钟期间，AF 减慢并且终止成正常节律（窦性节律），因此证明 AF 的病因实际上已经定位并且成功地治疗。

[0547] 图 14 显示，在 AF 已经终止后，不可能重启动 AF，即便通过十分快速地起搏心房（周期长度 230 毫秒，等同于超过 260 次搏动 /min）。现在阻断了更快心率起搏（不刺激心房）。

[0548] 图 15 显示用本发明检测的人类 AF 的定位的病因的其他患者实例。在两位患者中，在左心房中显示电转子。据我们所知，这些电转子是人类 AF 中存在电转子的首次实际展示。

[0549] 图 16 显示在一位 56 岁患者中 AF 的定位的局灶性搏动病因的另一个实例。这幅图显示左心房中的局灶性搏动病因，其中激动迹线显示激动从中径向地散发。在这个位置的消融也急性终止 AF。

[0550] 图 17A-17C 显示一种重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的方法。

[0551] 图 18 显示一系列重构的动作电位和重构的动作电位未能遵从于检测到的激动开始。

[0552] 图 19A 显示从传感器获得的多个时变信号，这些传感器在复杂节律紊乱（心房颤动）期间接收来自患者心脏的心脏（电）活动性。多个屈折在许多信号中存在，并且甚至在相同传感器位置处变化的信号特征是引人注目的，并且确定每一信号开始是挑战性的。

[0553] 图 19B 仅显示在 19A 图中所示的窗内部的电活动性的部分。

[0554] 图 19C 显示信号的一个扩大的信号图，对此，排除信号检测，因为它落在心率调整的激动电位时程 (APD) 范围内并且因此视为人为结果。

[0555] 图 19D 是在患者心房上提供网格的心脏传感器位置或电极的二维表现。

[0556] 图 20A 显示不同方法的实例，这些方法用于检测搏动、确定激动开始和忽略图 19A 和 19C 内所示的时变心脏信号中的噪声。

[0557] 图 20B 显示来自低置信通道的信号。

[0558] 图 20C 显示来自复杂和低置信通道的信号，其中个体搏动信号的形状在搏动到搏动之间大幅度变化并且因此激动开始非常难以确定。

[0559] 图 21A 和 21B 分别为图 19BA 和 19D 中显示的那些提供额外细节，以便使用向量定义确定 B 类搏动的激动开始的方法。

[0560] 图 22A-22C 显示根据在此所述的方法和系统，来自选择的激动开始的肌纤维震颤中重构的波路径的影像。

[0561] 图 23A 显示了传感器的矩阵的二维表现，它显示为叠加在心房表面上的点或电极位置。

[0562] 图 23B 显示从图 23A 中显示的九 (9) 个心脏电极或传感器获得的时变心脏信号。

[0563] 图 23C 显示根据在此所述的系统和方法，标记在图 23B 中所示的每一原始信号中搏动的激动开始的结果。

[0564] 图 23D 显示激动电位时程 (APD) 的重构，它始于图 19A 中确定的激动开始并且延伸指定的时间或在其后衰减。

[0565] 图 24A 显示使用本领域已知的常规方法，从 23B 图中显示的原始信号中获得的实例影像。

[0566] 图 24B 显示衍生自图 23C 中标记激动开始的实例影像，其中显示转子。

[0567] 图 24C 显示一幅影像，其中使用图 23C 中确定的标记的激动时间和图 23D 中确定的重构的 APD 来限定去极化线之间的相交。这种相交是转子的核心，其中可以递送疗法以治疗这节种律紊乱。

[0568] 图 25 是根据披露的实施方案的计算机系统的框图。

具体实施方式

[0569] 定义

[0570] 为了本发明的目的，以下定义应当施用：

[0571] “检测 / 诊断”：术语检测和诊断节律紊乱在本申请中可交换地使用。

[0572] “激动时间”是指给定心脏信号的激动开始的时间。

[0573] “激动时间时程”是指在给定心脏搏动信号的激动开始时间和结束时间之间的时段和信号波形。舒张间期是从先前搏动的激动结束至当前搏动的激动开始的时段（图 3）。

[0574] “激动迹线”是指在传感器位置处的激动时间开始的顺序以产生可识别签名模式 (signature pattern)，该签名模式例如包括而不局限于在指示转子的核心区域周围的回转模式、来自核心区域的指示局灶性搏动病因的径向散发模式，或需要进一步信号采样和重复以上分析步骤的分散模式 (dispersed pattern)。

[0575] “鉴定和定位”是指辨别存在心律紊乱的定位的或分散的病因，然后相对于传感器位置或相对于心脏中已知的解剖位置定位所述病因的过程。

[0576] “心律紊乱”是指经常需要治疗的异常节律。这些包括而不局限于心脏顶部腔室（心房）的快速节律，例如正常窦房结的快速和异常激动（不适当窦性心动过速或窦房结折返）、房性心动过速 (AT)、室上性心动过速 (SVT)，心房扑动 (AFL)、房性期前收缩 / 房性过早搏动 (PAC) 和心房颤动 (AF) 的复杂节律和某些形式的非典型性心房扑动。快速节律还可以出现在心脏底部腔室（心室）中，包括例如室性心动过速 (VT)、心室颤动 (VF)、尖端扭转和室性期前收缩 / 室性过早搏动 (PVC)。心律紊乱还可以是缓慢的，包括窦性心动过缓、异位性房性心动过缓、交界性心动过缓、房室传导阻滞和心室自主节律。

[0577] “生物学或心律紊乱病因”，在本申请中与“生物学或心律紊乱源头”可交换地使用，指而不局限于在指示转子的核心区域周围的激动顺序的回转模式、来自核心区域的指示局灶性搏动病因的径向散发模式、或分散模式。在本发明中，当发现分散的病因时，将信号采样延长至额外的多个位置并且重复本发明的检测和分析步骤。这些病因直接导致心律紊乱的永存。

[0578] 与“电极”互换使用的“传感器”指一种用于检测和传输来自或抵达心脏的信号的装置。

[0579] 在发现本发明以前，未曾鉴定人生物节律紊乱的病因和尤其心律紊乱的病因。本发明代表首个已知实例，其中已经描述了一种以准确和最小侵入性方式检测、诊断和随后有效治疗维持、永存、或‘驱动’人类生物学紊乱的一个或多个病因的方法。该方法使医师能够瞄准这些源头，用于改良或消除以根除该紊乱。虽然一个优选的实施方案是用于心律紊乱的最小侵入性方法，但是本发明也可以施用于外科疗法，并且用于器官（例如脑、中枢神经系统（其中它可以定位癫痫 (epilepsy 或 seizure) 的病因）、周围神经系统（其中它可以检测肿瘤）、骨骼肌和平滑肌（例如胃肠道、膀胱和子宫））中的电脉冲生成或传播紊乱。

[0580] 根据本发明的一个实施方案，披露了对信号进行采样的装置，例如传感器设备（来自人类器官（例如人类心脏）内的多个位置的如电极导管），以变化的空间分辨率和视野，并且因此用该装置来改变感测通道的数目。

[0581] 根据本发明的一个实施方案，披露了用来鉴定和定位心律（包括复杂节律，例如AF、VF 和多形性 VT）的电转子、局灶性搏动和其他定位的病因的一种方法。

[0582] 本发明的实施方案可以使用过程和软件方法，例如将激动顺序排序以产生激动迹线、过程例如 Hilbert（希尔伯特）变换，其他相位延迟方法、空间相干度分析和其他方法。

[0583] 在本发明的一个实施方案中，从传感器收集并已分析的数据存储为自动更新的数据库中的数据。这种数据库用来辅助医师诊断 / 检测定位的病因或用来划分节律紊乱病因的模式。这可以采取具有特定特征的患者中病因概率分布图的形式。

[0584] 根据本发明的另一个实施方案，提供了一种以可以在治疗方面辅助医师的形式显示生物节律病因的设备。例如，视频显示器可以与处理器连接以允许浏览激动迹线并且允许目视定位紊乱的转子核心、局灶性源头或其他病因。音频形式也可以单独或与视频形式组合使用。例如，除视觉描绘源头之外或将其取代，使得可以视觉上鉴定核心，可以将源头及其核心的坐标通过关于紊乱位置和病因的音频指示提供给用户。视觉描绘是特别希望的，因为它为执业者提供病因的清晰表现并且提供鉴定病因核心的参考，这大大促进治疗的选择。例如，实际转子或局灶性搏动的视觉表现允许执业者准确地确定将消融导管或其他治疗引导至何处。

[0585] 根据本发明的另一个实施方案，一旦鉴定出紊乱的病因，用于修改或摧毁经鉴定和定位的源头部位的治疗设备或方法可以用来治疗或消除节律紊乱。治疗设备和方法的非限制性实例包括使用毁灭性能量（消融术）（例如借助消融导管）、手术消融法、手术摘除或在心脏内部使用设备（例如植入的导线或其他物理设备）、刺激性能量（起搏）、直接递送药理药剂、细胞疗法或其他介入技术。在一个实施方案中，能够感测来自身体并且特别是来自心脏的信号的导管还可以包括一种治疗手段，例如递送消融能量、刺激能量、药物疗法、细胞疗法（例如干细胞或基因疗法）、或其他治疗手段的能力。因此，在紊乱的检测及其治疗中均可以使用这种导管。

[0586] 本发明特别适合检测、诊断和治疗复杂心律紊乱（例如像 VF、多形性 VT、尖端扭转型室性心动过速和 AF），其中一旦准确鉴定和指出定位的病因，则可以实施定位的病因的准确并且靶向的消融。如上讨论，病因的鉴定和物理定位以前是不可能的，并且因此甚至对于经验丰富的执业者而言极难以成功治疗，更不用说基本上减轻或消除。

[0587] 除找到复杂心律紊乱的病因并随后治疗它之外，通过加速和简化执业者分析，本发明还可以施用于帮助诊断和治疗从单个部位散发的“单纯性”节律。对于心律紊乱而言，此类单纯性紊乱包括局灶性房性心动过速、多源性房性心动过速 (MAT)、窦房结折返或不适当窦性心动过速、室性心动过速 (VT)、房性期前收缩 (PAC) 和室性期前收缩 (PVC)。

[0588] 包括在本发明中的是一种用于收集数据的过程和系统，包括感测设备和记录系统。收集的数据至少包括传输一个或多个信号和在每个激活信号或激动时间时程出现时的开始时间的每个传感器的位置。处理器接收该信息并且依次将激动开始时间排序。这种计算的结果是产生一条激动迹线，这条激动迹线产生紊乱的签名模式并且指示紊乱病因的位置和类型这二者，即它是否为转子、局灶性源头或分散模式，即未定位的源头，因此需要从

心脏的不同区域或其他身体区域收集其他数据。一旦以这种方式排序的数据产生一条激动迹线，这条激动迹线可以在视觉显示器上视觉地描绘，在转子源头的情况下以显示转子的实际回转模式，使得转子的核心是视觉上明显可见的并且可以容易地鉴定并因此被治疗。这同样适用于描绘径向散发性源头，例如局灶性搏动。激动开始时间在每个传感器处的依次排序允许局灶性节律紊乱的定位，使得可以在视觉显示器上容易地定位局灶性核心用于靶向和准确治疗。希望地，将节律源头或病因显示一个时段以允许执业者充分观察病因点或区域并且关于在病因位置的适当治疗作出舒适的评估。在一个实施方案中，数据和 / 或处理的数据的视觉显示器（即激动迹线的“影片”）阐明节律紊乱病因的签名模式。此类存储的信息允许执业者咨询先前的模式，以有助于改善类似病因的鉴定、定位和治疗。在一些实例中，此类存储的信息允许外推测量的实时数据以提供预测模型，或以使用类似的已知模式阐明某些测量的模式。

[0589] 本发明的另一个实施方案提供用于治疗此类病因的过程和系统，经常通过修改或破坏其中存在病因的组织。第六，优选的实施方案使能够以“离线”、非实时回顾模式使用本发明，而不是在治疗患者的过程期间直接使用。

[0590] 使用脑电图或其他指标，本发明的过程和系统可以用来定位脑或中枢神经系统中异常电脉冲生成或传播的源头（即，找到病因的物理位置），来引导侵入性疗法（手术）或外部束辐照以鉴定和治疗癫痫病灶（seizure 或 epileptic foci）、或局灶性肿瘤（恶性或非恶性）。本发明也可以用来鉴定横纹肌（例如骨骼肌中的损伤）、胃肠系统（例如食管痉挛）、泌尿生殖系统和呼吸系统中异常脉冲传播的源头。本发明也可以用来检测任何身体系统中的肿瘤（恶性或非恶性）。本发明还具有医药之外的应用，例如用于定位地震事件源头或协同例如雷达或声纳的方法用于定位能量源头。

[0591] 本发明具有用于进行该过程的其过程和系统的若干方面。通过举例和不限制，在本发明的一个方面，从处于节律紊乱的器官中的多个位置检测信号，改变传感器之间的间距以优化所述感测的清晰度。一个特别希望的实施方案还记录节律紊乱期间来自心脏或其他身体部分的这些信号并且将它们存储在数据库中。将与具体信号相关的每个传感器的位置连同在每个传感器处的激动开始时间传输至一个处理器用于分析，该分析包括依次排序以形成鉴定紊乱的病因及其在身体内特定位置的激动迹线。产生可以手工或自动更新的病因数据库，允许访问这个数据库以辅助紊乱病因的鉴定和定位。在当前患者中的数据集具有受限的质量时，这种数据库用来将一位患者中的模式与该患者中先前记录的节律比较，以确定这种节律是否相同或不同，或用来将一位患者中的模式与来自另一位患者（例如具有类似临床特征的一位患者）中的模式进行比较。来自先前病例的以前存储的数据可以用来帮助鉴定、定位和显示当前病例中节律紊乱的病因。

[0592] 视觉上显示紊乱源头是对执业者极其有用的，因为它充当病因存在和位置的视觉引导，并且允许随后靶向和准确治疗以减轻或消除节律紊乱。

[0593] 在本发明的其他方面，来自另一个病例的以前存储的数据可以是用来帮助鉴定、定位和显示当前病例中节律紊乱的病因。这然后可以用来在将来过程中计划本发明的用途。

[0594] 有用组件、模块和设备的说明

[0595] 图 1 显示了可以在本发明的过程和系统中使用的不同有用组件（模块）的示意

图。这些模块可以是彼此分开的形式并且协调地对接以提供它们的功能，或它们中的一个或多个可以在包含于处理器内的情况下彼此集成，使得这个系统具有更少的分开的硬件单元。图 1 描绘一个实施方案，它允许在最小侵入性经皮手术 (percutaneous procedure) 或其他手术（如使用表面 ECG、心磁图、超声心动图和 / 或来自超声波、电磁辐射、声波、微波或电阻抗变化的多普勒测量）期间定位紊乱的病因。

[0596] 在图 1 中，心脏 10 中的电事件用感测电极记录。这些电极可以是置于心脏腔室或脉管系统内的导管 20，包括图 2-4 中例举的定制设计的记录导管。这些电极也可以是来自植入的起搏器或复律除颤器中的导线、导管的延长部分，其中该导管用来记录典型地经过腔静脉 20-21 或冠状窦 22 抵达的单相动作电位或其他信号。因此，虽然在本发明中特别有用，但是本发明的过程和系统不需要使用图 2-4 的专用导管，因为可以使用在身体内部或外部使用的能够准确传输激动时间和其出现位置的任何导管或感测设备。

[0597] 电极 23 可以经冠状窦中的电极 21、经心包腔中的电极 23 或其他途径进入的、从心脏的心外膜表面或心包表面进行记录。电极可以位于供给心脏 15 的神经附近，这些神经可以位于左心房和左心室中。电极可以是来自计算化映射系统的虚拟（计算）电极、常规或高分辨率 ECG 映射电极 30、在皮肤下或在皮肤上植入或衍生自不直接接触心脏或身体的情况下非侵入性检测信号的方法中的电极。电极信息也可以衍生自数据库 160 中存储的电描记图。

[0598] 置于附近心脏的电极 25 可以用来修改或摧毁在节律紊乱的一个或多个病因附近或处的区域。如果这种电极是一种消融导管，它对接于能量发生器 60。其他电极可以与控制器 40、和起搏模块 50 对接，并且均希望地与处理控制器 70 连通。消融或起搏可以指向供给心脏 15 的神经，这些神经位于心脏的许多位置。内部消融电极可以在手术期间用外部消融系统（例如外部探头）替换或如在外部聚焦照射或光子束（如用于癌症疗法）那样替换。此外，可以通过递送适当的药物组合物、基因疗法、细胞疗法或通过排除组织（在手术时或通过使用专业化设备）实现源头的修改，即治疗紊乱病因。

[0599] 处理控制器 70 可以包括不同组件或模块。在此类组件或模块上包括采样模块 80，它能够在节律紊乱期间记录信号，以不属于（由起搏法所致的）节律紊乱的不同心率记录，和 / 或在（通过起搏方法或其他方法）模拟心律紊乱的心率期间记录。信号放大器（未显示）可以用来增强信号清晰度和强度，并且处理控制器也可以智能地分配最少数目的记录放大器以从数目足够多的位置感测以便鉴定和定位病因。例如，该系统可以使用仅 50-60 个物理放大器通道来通过在“分时”基础上用时间分割法记录这 128 个传感器，或通过启动接近于节律病因的单个 / 多个传感器同时关闭其他传感器，从 128 个传感器记录（例如，从两个可商购多极导管）。这种“开关”功能可以由连接传感设备与电子控制系统的、并且可以在一个或多个其他组件中体现的开关组件执行。开关可以手动或自动的，例如由何处存在心律紊乱病因确定。模块 90 与起搏模块对接以便为感测生物信号提供额外的心率。这对于在此所述的非实时模式（模式 6）特别有用，因为甚至不在诊断和治疗具体心律紊乱时，它可以研究处于不同心率的心脏。

[0600] 本发明方法和系统使用分析方法处理收集的数据，这些分析方法可以由分析模块执行。例如，在图 1 中，模块 100 是“分析引擎”的部分 I。分析引擎的这个部分确定生物信号在每个感测的位置处随时间推移的开始和结束。通过在节律期间随时间推移产生一系列

激动时间（开始计时）和恢复时间（结束计时）实现这一点（图 6 中所示）。信号典型地表示为随时间推移的电压（即，表示为电压 - 时间系列）。激动时间可以按许多方式处理。最简单的方式包括在每个位置手工分配。自动化或计算化分配可以通过使用一阶导数零以限定最大值或最小值、使用二阶导数零以指示最大上升沿或下降沿，或使用类似方法来实现。也可以在电压时间系列横过某阈值时分配激动开始时间和结束时间。另一种分配激动时间的可能方法是使用模式匹配法。例如，经选择以代表激动时程的模式可以随时间推移与多个时间点处的信号相关。所述相关性值高时的时间指示所述模板复现，并且因此被视为激动时间。用于这种分析的模板也可以从数据库中存储的数据获得，或从这个位置处节律的心率估计值 (rate estimate) 计算。当信号品质可能是嘈杂的、品质低劣的或在不同时间显示多个组分时，从多个传感器同时记录可以有助于分析激动，特别是用于复杂节律，例如 AF 或 VF。从同时记录结果中，选择参考信号，优选地在正在分析的通道附近的位置选择。参考通道上的信号用来选择正在分析的通道上的信号或信号组分。这可以通过使用随时间推移保持类似计时的组分、使用模式匹配或相关性功能、向量分析或其他方法做到。如果要求许多方法，受心房的已知病理生理学限制，可以施用启发法、模式识别法和所谓“模糊逻辑”法。

[0601] 模块 110 是分析引擎的部分 II，这个部分实际计算和定位，即确定心律紊乱源头（病因）的存在和位置。

[0602] 本发明的一些实施方案包括“疗法引擎”，它可以含有设计成协调地执行该系统和过程中不同功能的多个模块之一。例如，图 1 中的模块 120 可以负责确定心脏内节律紊乱源头的位置和迁移模式。这可以是这种疗法引擎的第一模块，并且用来计算出需要进行修改以便治疗或消除节律紊乱的位置和空间区域。如在此讨论，治疗可以通过递送消融能量或其他手段进行，并且如果源头在消融期间迁移，则不单纯是一个点或区域。模块 130 是疗法引擎的另一个模块的代表，并且希望地与能量发生器直接对接以便在可能代表源头的部位消融（摧毁）、修改（消融或起搏）或刺激（起搏）组织。可替代地，模块 130 可以用来在没有摧毁性能量的情况下修改组织，例如通过递送药物，或基因或细胞疗法。

[0603] 图 1 中显示的系统的模块 170 是以视觉或以听觉方式显示病因的鉴定或位置，以辅助医师治疗或消除节律紊乱的工具的代表。例如，这个模块可以包括显示器屏幕，该显示器屏幕允许在屏幕上对将要由执业者清晰可见的紊乱的转子、局灶性或其他病因进行文本、图形和 / 或音频可视化。在一些实施方案中，将在屏幕上呈现所找到的紊乱的“影片”剪辑。这种剪辑是紊乱的实际病因和位置的实时展示。例如，根据本发明的过程，一旦数据的分析已经执行，即，信号的位置和它们的激动开始时间已经依次地排序，则将在屏幕上以激动迹线的形式显示这种分析和计算的结果。如果激动迹线的模式预示一系列围绕中央核心回转的激动，则已经发现转子并且它实际上是紊乱的病因。类似地，如果激动迹线的模式预示一系列从中央核心区域径向散发的激动，则已经发现局灶性搏动并且它实际上是紊乱的病因。因此，本发明的方法允许直接找到紊乱的病因并且将紊乱的存在、类型和位置为执业者便利地可视化。在找到不可识别模式的事件中，即，这条激动迹线未定位，则通过移动传感器位置和 / 或开启已经安置的传感器进行额外信号采样可能是适当的。额外的信号样然后可以根据本发明处理并且显示在屏幕上。如果经数据的额外采样和处理找到病因，则可以就适当的治疗作出决定。在找到分散激动迹线和模式的事件中，可以建议另外的额外采

样直至如执业者感觉足够用的时间。在一些实例，处理的结果将导致找到转子或径向散发中心的存在和位置。在其中分散模式在反复采样和处理后保持均匀的其他实例中，可以作出诊断，排除转子或局灶性搏动作为病因。因此，找到转子或局灶点（搏动）将本质上同时是检测和诊断，而缺少这种发现将是可以排除存在这些紊乱病因的任一种的诊断。

[0604] 模式 1. 信号采样（图 1，参考 80）

[0605] 信号采样可以在消融或治疗节律紊乱的手术期间、计划手术之前或在回顾这种紊乱之后实时进行。如上文所述，用多种传感器类型从器官在一个或多个位置收集信号。接触传感器应当尽可能良好地维持与组织接触。在优选的模式下，电极应当在多个部位同时或几乎同时记录。最快的心律紊乱（例如 AF）具有 >100 毫秒的周期长度，使得将基本上小于这个时间的信号获取被视为‘几乎同时的’。一种替代性运行模式允许将传感器移动至后续部位。本发明可以与任何现有的传感器装置一起使用。

[0606] 虽然多种可商购的电极设备可以用来获得信号采样，但是在图 2-4 中显示用于信号采样的特别有用的设备实施方案。这些装置使用可以单独开启或关闭的、或相对于彼此移动的多个传感器。这使能够提供自适应空间分辨率 (adaptive spatial resolution)，其中可以像希望那样增加或减少传感器间隔。宽间隔的传感器提供宽视野以对器官的大部分（例如，心脏的左心房）“调查”节律。一旦逼近源头位置，希望地改变配置以减少传感器间隔用于窄视野上的更高的空间分辨率。紧凑间隔的传感器配置优选用于施加能量至聚焦区域以治疗源头。

[0607] 自适应空间分辨率是本发明不同实施方案的重要优点。可以通过物理移动传感器实现这一点。图 2 显示同心螺旋管（元件 200），其具有用于感测信号和在一些情况下递送能量或其他治疗疗法的多个感测元件（电极或探头）（元件 205）。当导管的部件在轴（元件 215）内部保持未配置（元件 210）时，这些螺旋管是宽间隔的。回转和推进该组件，在腔室中导入更多探头，并且减少它们的间隔。图 3 是可调整风扇导管形式的本发明传感器导管的另一个实施方案，这种导管具有多条经线（元件 230），每条经线含有也用于感测和在一些情况下递送能量或其他治疗疗法的多个感测元件（电极或探头）（元件 240）。通过扭曲或扭转动量沿轴心线的组合（元件 245），如这些图中所描绘，这些经线可以是更宽地间隔（元件 230）或更紧密地间隔（元件 235），即是空间上调整的。图 4 显示可调整螺丝锥设计形式的本发明传感器导管的另一个实施方案，其具有少量螺旋状经线（元件 260），它们止于钝性无创末端（元件 270）。就图 2 和 3 的设计结构而言，图 4 的经线可以包括多个元件（电极或探头）（元件 265）。可以通过操纵轴（元件 280）将螺丝锥推进或退入鞘中，以增加或减少螺丝锥尺寸和 / 或探头间隔。可以使得这些设计更大或更小以配合更大或更小的器官（例如，变化尺寸的心房），或子结构，包括可能是节律（例如 AF）源头的肺静脉或上腔静脉。物理移动可以由医师手工或通过使用机器自动地实现。鉴于发明人观察到的心律紊乱源头的观察特性，希望传感器从心脏的每一个或多个腔室的至少约 25％表面积感测。这些设计仅是说明性的并且不意在限制本发明的实际物理设计或应用。

[0608] 为了适当性，可以由处理控制器 70 以不同方式监测每个传感器的最佳接触。例如，处理控制器 70 可以经所感测信号的幅度的稳定性验证接触。可替代地，处理控制器 70 可以调整起搏模块 50 以便通过电极 20-30 发射信号，并且使用激发的响应的幅度来验证接触。作为第三替代方案，处理模块 70 可以通过证实稳定的组织阻抗确定接触（例如在 AF

中，其中起搏是不可能的）。作为其他替代方案，可以使用设计成检验轻度损伤模式，或设计成直接测量接触力的导管。此外，导管操纵可以按半自动或自动化方式机械地控制，连同手工控制。

[0609] 也可以电子地实现自适应空间分辨率。这种可调整传感设备中的传感器连接至可以开启或关闭单个传感器的电子控制系统。这可以手工地执行，例如医师仅希望专注于器官的一个区域时，或由图 1 中的处理控制器自动执行，以聚焦于确定存在心律源头的区域。一种电子开关装置控制传感器和电子控制系统之间连接的独立开关，用来是最大化实际数目的放大器通道的用途。这些电子组件可以由传统（有线）电极、光纤、蚀刻晶片电路设计、生物传感器、化学传感器、药物传感器、压电传感器、红外传感器、患者顺从的光成像法、光极、远程传感器和其他设计的不同组合体现。

[0610] 电子开关也可以通过时间分割实现。可以需要感测大量位置，但是感测通道的数目可能是有限的。信号时间分割可以从更少数目的通道记录更大数目的感测通道。例如，经常每 1 毫秒（以 1kHz）对信号采样，虽然每 10 毫秒 (ms) 左右获得的数据经常足够用于 AF 或 VF 源头分析。因此，这个系统可以在位置 1 感测 3ms、在位置 2 和 3 各自感测 3ms，随后返回传感器 1 以按照 10ms 时间点重复循环。以这种方式，可以使用 30 条通道感测 90 个位置。可以使用任何适当的配置，取决于硬件或软件中的切换时间，和在通道之间进行切换时允许的噪声系数。许多其他方法可以用来增加通道的有效数目，包括沿一条光纤或其他设备发送多路复用信号，或在随机存取存储器中存储信号，然后使用离线分析来放大和分析每一反馈 (in turn)。

[0611] 也可以使用放置为与不同心脏平面接触的传感器的组合增加所感测位置的数目。例如，心脏的心内膜（内）表面上的电极以由心外膜（外）表面上的电极和可能由心脏肌肉本身中的那些电极（经植入的电极）补充，以增加总体空间分辨率。在其壁薄并且其中心外膜和心内膜电极可以瞄准类似区域的心房中，这具有具体价值。在心室，中或在心房的厚壁区域中，不同的平面可以提供不同的信息。

[0612] 在某些优选的实施方案中，可以使用在心律紊乱期间在器官内被依次移动的一个或多个传感器（探头）执行感测。当使用单个探头时，来自每个位置的信号相对于计时信号基准对齐。当节律在心脏内相对规则（例如局灶房性心动过速或心房扑动的“单纯性”紊乱）时，这种方法易于施用。然而，如果节律在心脏内是不规则的，例如 AF 或 VF 的复杂节律，则这种方法也可以用作为近似向导 (approximate guide)。这具有需要更少传感器的优点，并且如果源头在空间上显示一些稳定性，它将发挥作用。例如，尽管 AF 是不规则的，但是激动可以在定位的源头，例如在某些位置，例如靠近肺静脉处是规则的。

[0613] 现在对一个具有两个传感器（例如临床四极导管的两个双极）的移动探头展示一个在多个位置使用顺序感测的特别有用的实施方案，虽然如果可用，可以施用更多的传感器。在每个位置，将一个传感器视为参考，并且成功循环（搏动）的开始时间是基准。在第二传感器处激动时间的差异用来指示相对计时。现在移动探头，使得一个传感器覆盖先前感测过的位置。第二传感器现在感测一个新位置并且可以记录此处多个搏动的相对计时开始。对感兴趣的整个区域重复这个过程。因为这种过程在位置之间的相对计时方面引入稳定性，故可以使用在每个位置观察到的搏动 - 到 - 搏动计时变化随机地再引入变异性。

[0614] 一种替代方法是与来自这种节律（包括 AF 或 VF）的数据库中的存储数据相比，使

用腔室内的心率和 / 或组织化梯度。在感测顺序位置后，将这两个腔室中的激动率与存储的模式比较，这些存储的模式描述在不同源头（转子或局灶性搏动）和周围部位处的这种关系。一种误差最小化方法（如最小平方误差法）可以用来估计源头位置。基于与存储模式子集的类似性和使用算法、启发法、模糊逻辑或其他模式识别方案，可以自适应地修正估计值。这个过程迭代地重复。对于空间一致性源头，第二和随后迭代将向原始估计值增加精度，并且可以在最接近估计源头的位置集中。

[0615] 递送治疗疗法可以是传感设备的另一个特征，这个特征将稍后在此中详细描述。

[0616] 模式 2. 计算心律紊乱的病因

[0617] 分析中的第一步骤是使用如图 5 中参考号 400-460 所示的查询表，确定信号类型。该步骤确定这个信号是否发出自心脏（心）、脑、呼吸系统、胃肠道、泌尿生殖系统、等。如果是心脏的，则这个信号可以是表面 ECG、心内的、超声心动的或其他的信号。如果是心内的，则这个信号进一步划分为动作电位（单相动作电位）、双极电描记图、单极电描记图或其他。这些信号中的一些提供高质量信息（例如，心脏中的单相动作电位记录结果），而其他信号则不是这样。在这位患者中在允许源头定位的不同时间和其他计算步骤中，更低质量的信号更可能需要预处理、过滤、平均化、与数据库中的存储信号比较。

[0618] 在图 6 中，在步骤 800-840 之间剖析信号以鉴定其在查询表（来自图 5）中的类型。这包括分配激动开始和结束、以及搏动之间的间隔（舒张间期），其中该间隔取决于图 5 中查询表中所示的信号类型。该查询表可以是一份全面生物信号清单，具有为了计算目的而言的每一组分的不同生理作用的数据。组分可以随心率变化并且可以从搏动到搏动波动。每一信号组分可以反映正常或异常生理学的一个不同方面，并且因此指示可能产生节律紊乱的可能性。实例不意在限制查询表的范围，这个查询表可以包括来自其他肌肉（例如骨骼肌、膀胱和胃肠道）、脑和神经系统的信号。

[0619] 分析中的下一个步骤是对每个感测的位置限定待分析的生理信号。目标是生成的信号最好地代表在每个位置心律紊乱时出现的实际生理激动和恢复。当记录的信号是“‘清晰的”（具有高信噪比）时，这将是生理信号。如果信号嘈杂，则可能需要过滤、降噪和其他方案以揭示生理信号。所述噪声方案可以需要在患者屏住他的 / 她的呼吸若干秒时记录。为了分析心房节律紊乱，生理信号最好在心室激动之间记录（以 R-R 间隔），如果使用减缓心室心率的药物或通过用此类设备在患者中降低起搏器心率，降低心脏搏动 (R-R 间隔延长），则可以促进这种记录。

[0620] 图 7 小图 600-670 显示一个特别有用的实施方案，这个实施方案用于使用补偿因嘈杂或低质量数据所致限制的计算方法构建生理信号。首先，确定对每一信号类型（小图 600、620、640 中所示的单相动作电位，MAP）的心率的响应。通过在处于节律紊乱时或在不处于节律紊乱时以变化的心率感测信号执行这一点（例如通过起搏，见模式 6）。信号时程（针对 MAP 显示）对心率的响应在小图 610、630、650 中显示，并且显示，MAP 以递增的心率缩短（即，当舒张间期缩短）。应当指出，当患者处于和不处于心律紊乱时，针对相同心率集合的响应可以变化。图 8，小图 700 至 740 显示这一点。一旦 AF 开始，小图 700 中借助递送单个期外搏动所致的起搏导致图 6，710 中所示的重构曲线。然而，在若干分钟后，这条重构曲线如小图 720-740 中所示那样变化。

[0621] 在本发明中体现的一种方法通过在每一激动时间开始时插入生理模式产生“杂

交”信号（小图 660-670）。该生理模式可以通过平均化随时间推移记录的信号（以代数方式，来自中位搏动平均法或其他方法）、平均化相邻位置处、来自不同位置的单相动作电位中的信号（空间平均化）（小图 660-670），通过过滤频率或时间－频域中存在的单极或双极信号，或通过使用来自数据库的存储模式（图 1，160）而获得。当使用存储的信号时，可以使用心率－响应（重构）行为对于心率调整特性，包括这些生理模式的持续期。存储的信号可以从这位患者、具有类似特征或另一种存储关系的另一位患者获得。这些过程可以施用于单个激动，或施用于整个信号。

[0622] 该方法导致活动性在每个位置随时间推移的生理表现，这种生理表现否则可能在最小侵入性手术期间，在患者的搏动心脏中难以获得。它具有在心律紊乱之外的应用。例如，所述生理模式可以是细胞离子功能的模型。这种模型使这些离子电流在每个传感器处的功能能够成为建模细胞，这些细胞对每个观察到的激动计时，用于研究这位患者正在搏动的心脏内的钙流、钾电流或其他过程的动力学。通过另一实例，该生理模式可以是药理学配体的模型，允许研究正在搏动的心脏对特定药理药剂的行为。在胃肠道中，可以针对每个蠕动性“搏动”研究细胞激素释放模型。在脑中，分散脑波的神经递质或内啡肽释放的已知动力学（非侵入性，经头皮脑电图，或侵入性，例如手术）可以有助于理解和治疗不同病状。例如使用本发明治疗癫痫病状是本发明的一个实施方案。本发明还包括通过使正在搏动的心脏的行为或另一个身体部分的节律与该药剂在身体上的释放、结合能力或比率、或其他作用相关，用于确定药理药剂或生物有效药剂对身体的影响的一种方法。

[0623] 然后从多个位置处的生理信号中的一系列激动中确定激动迹线。这种分析的最简单形式将每个位置处的激动按时间依次排序。在其他实施方案中，分析可以使用频域方法、时域方法或空间－相位方法鉴定和定位节律紊乱的病因。频域方法包括 Hilbert（希尔伯特）变换法或小波变换法或相位延迟法。空间相位法包括分析在某个位置显示激动的部位之间的空间相互关系，以限定激动迹线。

[0624] 关于相位空间方法，一项熟知的技术在每个电极并在每个时间点将相位 Φ 分配给信号。在转子顶端的确切位置的相位是未定义的，并且加总相邻电极的相位导致 2π 的“相位跳跃”。因此，转子位置对应于相位奇点。在数学上，可以通过将在封闭曲线上的线积分评价为 $\oint \nabla\phi \cdot d\vec{l} = \pm 2\pi$，找到这些相位奇点，其中线积分在围绕相位奇点的途径 1 上取得。由于来自电极的信号是单一可观察的，故确定相位需要特别小心。我们将取决于电极信号的质量采用若干不同方法。

[0625] 如果来自电极的信号嘈杂和／或具有小幅度，将使用第一相位空间方法。在这种情况下，将确定每个电极的激动时间，随后进行波前动力学的新分析。作为第一步骤，可以使用双线性插值方案增加探头的空间分辨率和它们的激动时间，其中该双线性插值方案使用跨越表面所产生的细规则网格来插入激动。在含有激动、恢复和舒张间期信息的高质量生理信号中，这为修正网格的每个点生成时间迹线 V(t)。

[0626] 由于动作电位的形状可以在搏动之间是稳定的，因此该方法接下来限定从膜电位 V 至相位 Φ 的映射 (mapping)。这种映射将 Φ 的独特值分配给每个值 V，使得相位变量的最大值和最小值相差 2π。这种图的详细形式是任意的，并且使用 $\Phi = 2\pi(V-0.5)$ 计算相位。相位变量的相应时间迹线导致瞬时构建信号及其相位，如在图 8（小图 710-730）中那

样。

[0627] 一旦构建相位图，对于每个时间，这种方法将计算由网格间距分开的全部四个细规则网格点的相位总和，其中该网格间距形成一个方块（拓扑电荷法）。不等于零的结果表示存在相位奇点和转子。将进一步通过追踪波前辅助该分析。将使用规则细网格，通过确定 V 在何处并在何时横过具有正导数 dV/dt 的阈值，计算这些波前的位置，沿细规则网格的 x 方向和 y 方向执行该计算并且在网格点之间使用线性插值法，这将生成一组位于波前上的点。

[0628] 然后通过连接这些点构建该波前。将对相位进行其中追踪等相线的类似分析。然后构建二维视觉表现，其中该表现使用灰阶或色阶、代表波前的线、代表类似相位的线（等相线）和定位相位奇点的符号将膜电位值对于每个时间点作图。该视觉辅助将大大有益于执业者解读本发明 (inventice) 的过程和系统的结果。注意表示波前的线和表示相位奇点的等相线的交叉。相位奇点指示核心区域，并且因此可以用来定位转子。

[0629] 相位变换能够证明 AF 中的局灶性搏动 - 典型地作为从定位区域散发的离心源头。局灶性搏动的特征在于满足以下 3 个标准的位置 :1) 它的激动时间早于周围位置的激动时间 ;2) 该区域先前在指定时段是不活动的（在心舒期）;3) 激动的随后扩展从核心区域径向散发。识别这 3 个标准，本发明自动地找到这些源头。这种算法首先将确定先于它们的四个最近或四个次最近相邻位置表现激动时间的位置，并且将这些位置标注为潜在局灶性源头。接下来，它在潜在局灶性源头周围的位置确定激动时间。如果这些位置的激动时间早于它们周围的电极，则潜在局灶性源头得到证实并且因此标出。使用如上所述的我们的作图技术，将这些部位作图，大大辅助执业者定位和解读这些源头。

[0630] 可替代地，可以使用频域方法。可以对心律紊乱期间的生理信号使用几种方法，这种生理信号可以是记录的信号或在过滤、降噪和上述其他策略后衍生的信号。

[0631] 此类方法之一是 Hilbert（希尔伯特）变换法。Hilbert（希尔伯特）变换法移位信号的负频率相位 π/2 并且移位信号的正频率相位 -π/2。在该方法中，通过针对电压的 Hilbert（希尔伯特）变换对电压作图，实现信号的相位 Φ 的确定。这个特别有用的实施方案施用去趋势算法来设定在激动时间的电压（最大 dV/dt）至零。Hilbert（希尔伯特）变换法用来构建去趋势信号的相平面。跨细规则网格插入全部位置处的 Hilbert（希尔伯特）变换，其中横跨生物学表面产生该细规则网格。然后从电压对其 Hilbert（希尔伯特）变换的状态空间曲线计算相位。再次，相位的空间分布将用上述拓扑电荷技术分析，以定位与相位奇点（波前末端）相关的相位奇点，例如在折返波尖部。使用如上所述的相同技术构建激动波前，同时还将追踪零相位等值线。图 12 中显示我们的方法在人类心房中的一个实例，元件 1030 和 1040 显示左心房中使用频域方法计算的转子。

[0632] 另一种有用的方法使用延时嵌入技术来确定信号的相位。该技术由将 V(t+τ)-V* 对 V(t)-V* 对固定的延时 τ 和结束 V* 作图组成，生成相位 Φ 对于每个时间点和每个位置的值。在实践中，延时和结束将由执业者在使用 τ 和 V* 的不同值就若干位置检查这些曲线后确定。最佳值导致不交叉（这将导致这个相位的非独特值）并且环绕原点（确保最小相位和最大相位相差 2π）的轨线。跨细规则网格插入该信号和相位这二者，其中跨生物学表面产生该细规则网格。然后将对生成的相位图检查相位奇点，并且将如上所述追踪波前。

[0633] 用来确定信号相位的仍另一种有用方法是小波转化法。这种小波的精确形式是可

变的，并且实例包括 Haar（哈尔）小波。将对每个位置计算小波变换。小波允许我们以多个频率分辨率观察信号。这将使我们能够在特定频率（或频带）过滤不想要的噪声。在该方法中，通过针对电压的相移小波变换对电压作图实现相位变换。一旦已经计算出相位 φ，我们将如前文那样继续进行 (precede)，包括通过双线性插值法修正网格、找到相位奇点和追踪波前。

[0634] 其他信息，例如在节律紊乱期间快心率部位的器官内的位置、存在由更不规则部位包围的非常规则的部位、存在连续信号的稳定搏动 - 到 - 搏动配置（形状）(如与变化信号配置相反)、接近于已知与具体节律紊乱相关的解剖特征（例如 AF 中的肺静脉、VF 中的希氏 - 浦肯野系统）、或其组合也可以辅助鉴定和定位源头。

[0635] 可以生成若干类型的激动迹线，产生不同类型的节律紊乱病因的相应可识别的签名模式。一种其中激动在中央“核心”区域周围转动的顺序的激动迹线称作转子。一种从核心区域径向散发的激动迹线称作局灶性搏动（或反复局灶性激动或搏动部位）。另一个激动迹线类型是其中没有清晰鉴定的定位源头的分散模式。在特别有用的实施方案中，在这类情况下，将信号感测在额外的位置重复或重复额外的时段。心律紊乱病因的定位基于核心区域和来自该区域的额外激动的位置。一些实施方案直接鉴定核心区域。例如，Hilbert（希尔伯特）变换法和直接相位分配法将核心区域鉴定为具有分析横断面的真实部分和想象部分的部位。相反，本发明的直接顺序排序方法以视觉方式或分析方式指示核心区域。

[0636] 参考小图 1400-1495，图 10 描述了最佳鉴定、定位和选择一个或多个病因的过程，这些病因最有可能指示节律紊乱的主要病因。在一个特别希望的实施方案中，构建了紊乱源头的概率图 1480。这指示每个感测的位置相对于其他感测的位置容纳节律紊乱病因的可能性。将更高的相对可能性分配给其中核心区域维持更长时段（或，更多回转或搏动）、其中激动率更快、其中激动率更有组织、以 1:1 方式激动周围组织（因此，存在电描记图连接）和激动相位中更大的组织区域（并且因此具有大空间常数）的部位，当鉴定到更少同时存在的源头时，分配给位于具有高度节律紊乱可能性的已知区域（例如人类 AF 中的肺静脉）附近的源头、分配给随时间推移迁移更小的源头，并且分配给与局灶性搏动类型源头对比的转子。在一个特别有用的实施方案中，与数据库中的存储实例比较，赋予概率；该比较可以采取逐步多变量比较的形式。在有限情况下，根据定义，作为单个电转子并且直接激动整个器官的空间固定源头是这种心律紊乱的主要病因。

[0637] 也存在激动迹线的代用物。这些代用物是由本发明使用来自更少位置的数据、更不长或更不详细的记录、或使用来自其他资源头（例如 ECG 而非来自心脏内）的信息所提供的接近鉴定和定位的数据。因此，与直接测量激动迹线的分析相比，代用物使能够使用减少数目的传感器位置逼近激动迹线。独立或组合使用的这些代用物包括在节律紊乱期间快心率部位、存在由更不规则部位包围的非常规则的部位、存在连续信号的稳定搏动 - 到 - 搏动配置（形状）(如与变化信号配置相反)、其中幅度特别低的信号、因为每个激动非常拖延而非常拖延的信号、接近于已知与具体节律紊乱相关的解剖特征（例如 AF 中的肺静脉、VF 中的希氏 - 浦肯野系统）或其组合也可以辅助鉴定和定位源头。

[0638] 代用物可以从 ECG 检测，并且因此用来在患者中计划手术或指导疗法。对规律性和高心率区域的 ECG 的向量分析，特别是如果这个区域被更低规律性和心率的区域包围

时，指示存在源头的心脏内的位置。

[0639] 图 10，小图 1400-1495 总结了鉴定和定位源头的方法。小图 1400-1450 确定是否存在足够的传感器分辨率以鉴定病因。充足的标准包括波前计算中不存在中断，和在核心区域的位置内不存在跳跃和不应当超过约 1cm 的绝对传感器间距。这种基于以下计算：折返波的最小周长在人类心房中大于 2cm 并且在人类心室中更大。小图 1460-1490 然后使用优化的感测数据和存储数据的组合来计算然后受到治疗的源头，小图 1495。本发明包括广泛使用过滤或未过滤的临床数据、来自包括这位患者和其他患者的数据库中的数据、或代表待分析的信号连同分析结果的计算估计值。此外，现有患者获得的数据、信号处理方法、数值方法和来自数据库的存储信号的混杂使用是本发明的过程和系统的主要优点，特别是因为在临床电生理研究中在不进行开放性心脏手术的情况下，可能极难获得来自人类心房或心室的高分辨率生理数据，如果并非不可能的话。

[0640] 以上方法全部可以施用于任何复杂节律，包括 VF。当然，这些方法也可以施用于“单纯性节律”，例如在解剖障碍物周围的折返或在瘢痕组织处锚定的转子（例如心房扑动）。

[0641] 这些发明过程可以用运行非常快速的软件中实施，并且适合使用小规模组件（例如在可植入设备、移动式急救机器、腕表大小的设备、连同在电生理学实验室中找到的更大规模计算机实时、连同离线分析。

[0642] 模式 3. 在数据库中储存关于心律源头的数据

[0643] 关于节律紊乱源头的数据可以合乎需要地存储在数据库 160 中。这个数据库可以用于划分不同患者中的源头，以便帮助鉴定单一患者中的源头，或以便确定患者是否再具有相同或不同的源头。数据库中的数据因此将包括上述特征，包括共同存在的源头的数目、心率、心率随时间推移的变异性、持续期、其激动直接由源头引起的生物器官的大小（空间常数）、位置、该位置是否随时间推移而迁移、在检测到源头时在心脏的多个区域内部的心率（例如在 AF 期间的左和右心房心率）、和每一源头对消融术的响应。

[0644] 数据库中待存储的额外信息包括来自以下组的一个或多个临床因素，该组包括：性别（男性 / 女性）、年龄、体量、高度、存在糖尿病、血压、心房大小、心室大小、心房或心室瘢痕的区域、左心室射血分数。

[0645] 在特别有用的实施方案中，AF 源头数据库 160 将基于来自额外病例的新源头定位连续更新。将使用这个数据库来帮助研究新患者的执业者借助一种将新患者与已经存储的模式匹配的软件专家系统进行源头定位。

[0646] 通过以上变量进行匹配，将分析待存储的源头数据与现存数据的一致性。将仅并入符合数据完整性的严格标准的原始数据，其他数据将被拒绝。在确保数据完整性后，数据将添加至数据库以改善对未来患者的定位。

[0647] 本发明和数据库界面可以包括一个比较当前数据与存储数据的专家系统。基于最近匹配或多个匹配，本发明内部的逻辑确定是否应当研究额外的心律源头或额外的特征，以及它们是否可以基于存储的信息存在。这使用了针对不同存储参数的“拟合优度”。包括这种功能性，因为在实践中，感测位置的数目受时间约束限制，在实践中，许多传感器位置可以提供次优数据，因此限制实际的感测分辨率，并且因为发明人已经观察到许多患者显示类似的源头位置和特征。

[0648] 数据库更新内容将是执业者从含有以上信息的中央定位的、安全型数据库定期可获得的。将不包括关于患者姓名、地理位置、研究日期或健康信息可携带性法案(HIPAA)禁止的其他条目的信息。该数据库将在远程位置维护,但是通过多种手段电子地可获得,这些手段包括有线或无线通讯、电子媒介例如CD、DVD、和固态存储设备。

[0649] 模式4.生物节律紊乱源头的显示

[0650] 本发明包括将生物节律紊乱源头的鉴定、位置和以上特征通报给执业者的方法和装置。这包括视觉显示手段,典型地为计算机监视器上的图形显示的形式,或相对于心脏解剖学显示源头的打印显示,或存在源头的位置和/或传感器部位的基本文本行概述。

[0651] 也可以使用音频显示,这种音频显示将生物节律紊乱源头的鉴定、位置和以上特征声音化给执业者。在一个实施方案中,这种将包括分析的结论或概述而非分析结果本身。

[0652] 模式5.生物节律紊乱病因的疗法

[0653] 除用来检测和诊断节律紊乱病因的本发明过程和系统之外,本发明还包括治疗生物节律紊乱源头以修改、减轻或消除所述节律紊乱的设备和方法。

[0654] 源头的治疗可以采用任何有用的技术,包括采用射频、冷冻能量、微波或其他资源头的消融术。修改也可以包括由心脏内部或外部设备递送的细胞疗法(例如用干细胞)、基因疗法、药物递送、离子化或非离子化辐射,或其他介入治疗。

[0655] 递送疗法以修改病因。在单纯性心律紊乱(例如房性心动过速或心房扑动)中,直接施用能量以消除病因。在复杂节律紊乱(例如AF)中,可以施用能量以便消融(摧毁)源头,以便通过摧毁源头和有活力心室的剩余部分之间的组织分离该源头,或以便调节不同源头之间的相互作用。后面形式的治疗是非新颖的并且已经由发明人在实验中显示是极为有效的。可以按随机方式进行调节。

[0656] 在一个特别希望的实施方案中,将疗法瞄准鉴定或定位的节律紊乱病因的核心区域,意在消除这个病因以治疗心律紊乱。可以依次施用这种疗法以便鉴定、定位和治疗所述紊乱的多于一个的病因。

[0657] 可替代地,可以将疗法瞄准邻近源头核心区域的位置,意在将这个源头与周围的组织断开。

[0658] 可替代地,可以将疗法瞄准邻近源头核心区域的位置,意在使源头向其中更容易完成决定性治疗的组织迁移。例如,如果源头位于其中因解剖学、组织厚度或其他因素而难以进行消融的位置,则对源头的一侧消融可以使它向其中因更薄组织或解剖因素更容易进行消融的位置迁移。

[0659] 可替代地,可以将疗法瞄准邻近源头核心区域的位置,意在防止源头移动和因此使其区室化。

[0660] 可替代地,可以将疗法瞄准邻近源头核心区域的位置,意在减少可用于维持源头的组织物质并且因此使它终止。

[0661] 治疗可以采取消融的形式,消融由心脏中、心外膜表面上的导管(图1中的元件25),或在此包括的多电极导管设计(例如见图2-4)之一上存在的电极递送。

[0662] 当观察到分散的激动迹线时,首先瞄准其中源头可能存在并难以鉴定的位置。在AF患者中,此类部位包括肺静脉和其他胸部静脉、和心耳。因此,首先进行肺静脉分离,随后如果临床怀疑,则在额外的部位治疗。然后重复信号感测以鉴定和定位病因。

[0663] 在优选的特别希望的实施方案中，多传感器导管（图2-4）包括可以按消融术形式递送疗法的组件。在本实施方案中，开启在其中存在源头位置的传感器以便递送消融能量以修改或消除源头。

[0664] 这个系统可以按空间轨迹（spatial locus）以及在固定的位置递送疗法。在本系统中，贯穿疗法不断分析源头核心区域的位置。将疗法（例如消融能量）导向至变化的位置和潜在地多个位置以约束源头的移动。类似方法是在移动的源头周围构建消融的组织“篱笆”，从而保持它在一个位置中。这可能需要在所述组件的所述杆中的多个传感器同时的疗法递送（例如消融）。该过程持续进行直至节律终止或远端源头变得占优。

[0665] 本发明非常好地适合在手术室中连同心脏的直接暴露一起手术进行的靶向疗法。这可以是经最小侵入性方法或传统开胸心脏暴露法。记录电极、保护套（sock）、板（plaque）或其他装备的选择由外科医生判断，并且不改变治疗原理。

[0666] 可替代地，可以通过刺激（起搏）组织施用所述修改。对于起搏，处理控制器70调整起搏模块50，以便使用心脏中的电极20-25、身体表面上的电极30或其他地方（来如来自食道150）的电极刺激心脏。电极控制器40在起搏之前、期间和之后接收来自电极的信号。起搏用来增加心率和导入期外搏动。

[0667] 在替代性实施方案中，本发明可以消融或刺激心脏神经以便修改或消除源头。因此，如果源头位于心脏神经节丛的位置，则对此类位置的消融或起搏可以用来修改源头。

[0668] 如果异常节律在修改或消除源头后终止，则可以尝试重启节律。在心律紊乱的情况下，这可以包括非常快速的起搏、给予异丙肾上腺素或其他介入治疗。然后重复本发明的完整应用。

[0669] 在异常节律可能不再启动的事件中，医师可以作出判断以修改可以是潜在源头的额外区域。这种信息可以是直接从数据库中的存储数据可获得的，使具有类似分类的患者与当前患者匹配。

[0670] 模式6.非实时评审模式

[0671] 在一个重要的运行模式中，本发明可以按照非实时、离线分析方式使用。这种评审模式可以施用于在另一个时间（例如先前的电生理研究）来自这位个体的数据、来自不同设备（如植入型起搏器或除颤器）的数据或甚至先前失败的消融术。这个模型可以用来评审来自先前手术的结果，用来评审来自计划应用本发明之前的患者中的数据，或用来评估同一患者现在是否呈现具有他们的节律紊乱的相同或不同的源头。

[0672] 首先将信号从数据库160中的存储电描记图上载至处理器控制器70。该数据库可以是存储关于多个患者的数据的主数据库，或患者特异性数据库。可以对任何信号类型实施数据存储和检索。存储的信号可以衍生自另一个源头、分类的源头、或是计算的或虚拟的信号，例如来自St Jude Medical公司的Ensite 3000或NavX或Biosense-Webster公司的Carto。信号也可以衍生自一位不同的个体，这位个体向数据库查询具有类似人口统计学和心律紊乱的患者。

[0673] 在一个分开的非实时模式中，患者没有心律紊乱时所获得的数据可以由本发明使用来鉴定和定位的节律紊乱源头。例如，如果这种心律紊乱在手术时未观察到并且不能使用常规方法启动，这可能是有用的。这种模式使用腔室的生物学特性来预测当处于心律紊乱时可能存在源头/病因的位置。此类位置包括其中动作电位时程重构的最大斜率>1的

部位、其中观察到复极化信号形状或时程中搏动－到－搏动振荡的部位，或其中传导速度重构宽到以临界心率指示减慢的传导的部位。

[0674] 在优选的实施方案中，为测量重构，需要在每个位置感测大范围的心率的信号，如图 1 元件 90 中所指示。这可以使用起搏实现。在这种情况下，处理控制器（图 1，单元 70）调整起搏模块 50，以便使用心脏中的电极 20-25、身体表面上的电极 30 或其他地方（如来自食道 150 或其他地方）的电极刺激心脏。心率（特别是快心率）的范围越宽，用于重构分析的这个信号的数据范围越全面。当起搏不是选项时，本发明将催促使用者使用其他选项增加心率或使用来自数据库的存储信息。

[0675] 在该实施方案中，对图 5 中显示的每一信号组分以每个心率产生心率－响应（“重构”）曲线。例如，该步骤可以计算单相动作电位时程（从相位 0 至相位 3 的时间）怎样随心率（APD 心率重构）变化。在图 5、6（条目 600-720）中显示心房 APD 重构的实例。使用起搏以增加采样心率的范围，提供了每一生物信号的心率响应的全面评估。

[0676] 图 7 参考 600、620、640 显示一个有用的实施方案，由此由发明人在左心房 420 中进行人类动作电位的记录，每条记录提供高质量信息，包括去极化（相位 0）、复极化（相位 1-3）、相位 2 幅度和动作电位时程（从相位 0 至相位 3 的时间区间）。相位 4 指示一个搏动和下一个搏动之间的间隔。本发明可以确定多组分的心率响应（重构），致力于 AP 时程（从相位 0 至相位 3 的时间）的心率－响应、和 AP 相位 II 幅度。

[0677] 参考 400（图 5）是 ECG。这包括房内组分（P 波和 PR 间隔）和包括去极化（QRS 波群）和复极化（T 波）的心室组分。对于心房，使用稍后在图 7，600-650 中显示的分析，本发明记录了 P-波时程怎样随心率变化。对于心室，本发明记录了 QT 间隔怎样随心率变化，作为心室 APD 心率－行为（重构）的度量。使用若干列柱技术之一对齐各个 QRS 波群，这些列柱技术包括对齐最大正斜率或负斜率点周围的多幅电描记图、它们的峰值或最小化它们的均方差或基于衍生信号的度量标准的方法。类似地鉴定和对齐 T-波。认为心房活动性存在于介入间隔（intervening interval）中。

[0678] 如果信号是单极电描记图，还以类似方式分析它。对每个信号分析波形形状连同时程。图 5，条目 430-440 指示分别来自左心房 430 和人左心室 440 的单极电描记图，其中去极化和复极化合共同地测量为激动－恢复间距（单相动作电位时程的代用物）。本发明确定相、对于心率调整不同组分。

[0679] 信号也可以是双极电描记图（条目 450，460），并且本发明确定每一组分的心率响应。

[0680] 在替代性实施方案中，将 ECG 和电描记图数据从数据库 160 上载以便按照与描述的实时运行模式类似的方式分析。来自该数据库的数据可以来自相同或不同的患者，在任何时间和使用任何获取系统记录。

[0681] 在 AF 中，MAP 重构可以不同于不在 AF 中时的 MAP。图 8 元件 700 显示起搏后 AF 的起始。元件 710 以黑色显示起搏期间的 MAP 重构。紧接 AF 后开始（红色点）后，APD 追踪先前衍生的 MAP 重构。然而，这对于持续更长的 AF，这可能不是真实的。元件 720、730 和 740 显示了患有持续长久的 AF 的患者，在他们中 APD 重构不同于在 AF 之前起搏时所获得的 APD 重构。

[0682] 因此，对于信号处理和分析而言，使用下述 APD 重构可能是有利的，该 APD 重构从

此时或在以前时间处于 AF 的患者中获得，或从这位患者或其他患者内的存储 APD、或过滤或计算的数据中获得。

[0683] 现在可以从这些分析预测其中源头可能在随后心律紊乱期间出现的位置。对于单相动作电位，其中 MAPD 心率 - 行为（重构）的最大斜率 >1 的部位可以紧邻于 VF 或 AF 的病因。心律紊乱起始的高可能性的其他指标包括传导的宽心率 - 响应（重构），原因是动态传导缓慢的此类部位可以指示其中心律病因存在的部位。

[0684] 能量发生器 70 可以被启动以经消融电极 25 施用摧毁性能量（射频、冷冻消融亦或微波辐射）。该电极可以在心脏内由操作员手工移动（这是传动方法）或使用机器人或计算机辅助引导远程移动。

[0685] 在此描述的系统的实施可以主要基于数字信号处理技术。然而，应当理解，本领域普通技术人员可以容易地改造数字技术用于模拟信号处理。

[0686] 本发明的不同特征在以下权利要求中阐述。

[0687] 尽管已经联系特别希望的实施方案描述了本发明，然而不意在将本发明的范围局限于所述的具体形式，而恰恰相反，意在覆盖如可以在如所附权利要求书限定的本发明精神和范围内所包括的这种替代方案、修改和等价物。

[0688] 实例

[0689] 47 岁男性中 AF 源头的鉴定和定位

[0690] 图 11 小图 900-910 显示代表性患者，一位患有持续性心房颤动 (AF) 超过 5 年的 47 岁男性。尽管进行用胺碘酮的不同疗法和其他适当疗法，并且尽管先前进行过 AF 消融术，然而这位患者持续患有征候性心动过速 (racing of the heart)，这要求他赴医院急诊室治疗。鉴于其症状的严重性，这位患者因此选择返回电生理学实验室以便进一步评价和消融。

[0691] 图 11 小图 900-910 显示在开始电生理研究时，AF 期间来自右和左心房的信号。可以见到，AF 周期长度（连续激动开始时间之间的时间）相当短，在右心房中对于头两个循环显示为 172ms 秒和 165ms（小图 910），并且变化，如对 AF 是典型的。值得注意地，在形状方面，信号在左心房（“后 LA”）和冠状窦（“CSP”近侧冠状窦；“CSD”冠状窦远端）中比在右心房（“HRA”高位右房；“LatRA”外侧右心房；“后 RA”后右心房）中更碎裂和无组织化，如常见那样。

[0692] 这些研究结果将正常引导指向左心房的消融术。在此情况下，一种典型手术将始于在肺静脉附近消融并且证实分离，随后在以下部位选择额外的消融，这些部位包括：(a) 碎裂的电描记图的左心房部位，在室顶处线性消融术、在二尖瓣环处线性消融术、其他线性消融，随后 (b) 右心房消融，包括碎裂部位和三尖瓣峡部。这种提出的手术将耗时约 2-3 小时，其中终止 AF 的几率 <50%，这意味当手术完结时，将需要电复律以恢复正常节律 (Calkins（卡尔金斯），Brugada（布鲁格达）等人，2007)。

[0693] 没有使用这种已知的方法，而施用本发明方法和治疗的实施方案。将含有 64 个传感器（电极）的导管组件经股静脉插入右心房中，并且跨经中隔穿刺进入患者的左心房。这些传感器经线缆连接至 AF 期间在每个传感器处采集信号的记录系统。将这些信号转换成数字形式，并且输入计算机程序中。在每个传感器处对 2 秒 AF 记录激动开始时间。尽管对这位患者使用两秒钟，然而可以使用任何更大或更小的时段。希望地，可以使用一秒或更短

时间。在一些实施方案中，可以使用毫秒。在每个传感器位置的激动开始时间按时间依次排序。通过在每个传感器的激动时间开始处插入所述迹线，使用存储的动作电位迹线来产生电图（电压-时间系列）。最后，使用直接相位分配技术来鉴定核心区域。激动迹线由这些激动顺序与核心区域的关系直接指示——如果它们围绕一个核心转动，则检测到电转子并且考虑它是病因，但是如果它们从核心区域径向散发，则检测到局灶性搏动并且考虑它是病因。将结果显示为计算机监视器上的动画以便医师评审。

[0694] 激动迹线（图 12 中的小图 1035）揭示一个电转子作为该男性的 AF 的病因。在图 12 小图 1000 中，可以见到激动开始时间围绕右心房中的一个核心区域按照以灰度和字母编码的时间从 10ms（级“a”）至 200ms（级“f”）转动（小图 1010）。在左心房中没有找到定位的病因（小图 1020）。小图 1040 以不同形成将这个相同的转子显示为组织去极化（激动；“红”）和复极化（未激动，“蓝”）时的三幅快照。按时序观察（从左至右），这些快照也追踪围绕核心区域（转子）转动的激动顺序。这种核心区域具有作为病因的高可能性，因为它是控制几乎全部围绕心房的电激动的唯一源头（大空间常数）。

[0695] 临床上，令人惊讶的是，这个电转子位于右心房中。右心房转子部位既不显示高光谱优势频率，也不显示低幅度碎裂信号，并且正常将不被鉴定或瞄准用于消融。

[0696] 消融直接在右心房中的转子核心处（小图 1050），在图 12 小图 1060 中的黑点所指示的部位开始。值得注意地，AF 在能量递送的 30 秒内减慢至 227 毫秒周期长度。在紧邻部位（由图 10 小图 1050 中的白点指示）处的随后消融进一步减慢 AF 直至它在 6 分钟的消融内终止成窦性节律，如图 13 中所示。在图 13 小图 1100 至 1120 中，可以见到 AF 停止（小图 1110），随后正常窦性节律恢复（标记的 1120）。在此时，AF 不能使用典型快速起搏技术再启动，如图 14 中所示，其中小图 1210 显示用心房捕获的快速起搏，小图 1220 显示无 AF 诱导并且小图 1230 显示起搏结束后的窦性节律。

[0697] 与现有技术相比，这种结果是范式转换的，其中 AF 减慢一般在广泛和经验施用（用于 30％-40％的心房）的长消融后出现，然而持续性 AF 终止仍是不常见的。相反，我们用消融术急性减慢并急性终止小于约 2％-3％心房的 AF。仅在鉴定到持续性 AF 开始 (priori) 的一个部位进行消融，并且立即见到减慢，并且不知道先前进行过 AF 终止。

[0698] AF 源头的鉴定和定位的其他实例

[0699] 给予一位 77 岁男性心房颤动 (AF) 消融术。尽管服用多种抗心律失常药物、左心房略微扩大（直径 45mm）和正常左心室射血分数 (58％），然而他的病史仍因阵发性 AF 而引人注目。在侵入性电生理学研究中，将导管如所述插入心房中。本发明施用于多个传感器。在图 15 中，小图 910 显示在左下肺静脉附近的电转子形式的定位的源头。在从左至右的小图的检查中（以时间递进）显示，更暖颜色（红色）的去极化（激动）组织围绕左下肺静脉内侧唇上的核心区域顺时针转动（见如黑色时漏那样的轮廓）。在这个部位的消融急性终止 AF。

[0700] 给予一位患有持续性 AF 的 40 岁患者消融术。这种 AF 耐受氟卡尼和其他抗心律失常药物，他的左心房直径是 52mm 并且左心室射血分数是 69％。在侵入性电生理学研究中，将导管如上所述插入心房中。本发明施用于多个传感器。图 15 小图 910 显示左心房后壁中电转子形式的定位的源头。再次，从左至右观察小图显示，激动的（去极化的）组织围绕肺静脉之间左心房后壁上的核心区域逆时针转动。在这个部位消融后，患者保持没有 AF。

[0701] 给予一位患有阵发性AF并伴有明显症状的56岁患者消融术。尽管服用若干抗心律失常药物，AF持续。他的左心房轻度扩大。在侵入性电生理学研究中，将导管如所述插入心房中。本发明施用于多个传感器。图16小图1610显示左心房中肺静脉之间定位的源头的输出，虽然这个定位的源头不位于这些静脉中。源头是重复性的（小图1620）。在小图1630中，激动迹线(1630)显示激动从这个部位径向散发。在小图1640中，观察到左心房激动是颤动性的（无组织化）。将消融术施用至这个局灶性搏动病因，并且AF立即终止。在提交时，这位患者已经完全未患有AF若干个月。这种结果是范式转换的，因为这位患者中环绕肺静脉的正常消融破坏作用会已经遗漏了该源头。因此，如果使用治疗AF的现有已知技术，则这位患者将可能已经是消融术后已经复发的患者。

[0702] 图17A-17C显示一种重构在多条通道上从患者心脏接收的与复杂节律紊乱相关的心脏信号的方法。这些心脏信号可以是心电图(ECG)信号、来自心脏内部的信号（电描记图）、这些信号的代表（包括心磁图信号）或机械活动的代表（超声心动描记术，具有或不具有多普勒效应）、或总体上代表患者生物节律的任何信号。可以接收这些心脏信号并且在储存介质上记录。信号由来自患者心脏的多个传感器捕获并且经通道传输到至少一个计算设备。根据图17A-17C，将至少一个计算设备配置成重构心脏信号。图17A-17C还显示确定复杂节律紊乱中搏动的激动时间的组分方法。根据图17A-17C，将至少一个计算设备进一步配置成确定搏动的激动时间。

[0703] 图17A显示一种实例方法的流程图，这种方法根据在通道上接收的信号中搏动的质量划分多条通道。这种方法始于操作100A，其中从多条通道中选择一条通道。检索经这条通道接收的信号（或其部分）。在操作105A，施用一个或多个过滤器以从信号中除去基线漂移和噪声。可以进行信号的额外过滤，例如，频域滤波（例如，带通、高通、低通和/或其他频域滤波）和时域滤波（例如，中值滤波、用来产生相关性滤波的模板匹配和/或其他时域滤波）。在操作110A，将一部分接收的信号鉴定或选择为搏动的高置信代表（例如，模板搏动）。例如，可以用一个或多个属性选择（在算法上，来自数据库或经使用者相互作用）模板搏动，该属性包括但不局限于：可接受的幅度（信噪比>1），可接受的周期长度（大于预期的心率相关性动作电位时程）和不存在可以扭曲其信号形状的可鉴定噪声。选择的模板搏动用来鉴定信号中的其他高置信搏动。在一个实施方案中，可以根据与患者或信号相关的又一项标准，使用专家系统115A从搏动类型库中选择模板搏动。这些标准包括但不局限于年龄、性别、AF类型（阵发性或持续性）、AF病史长度、AF周期长度、信号幅度、在心房内部的记录位置（例如，左心房、右心房、冠状窦）、左心室射血分数。

[0704] 在操作120A，在信号中鉴定连续搏动，例如通过使用选择的模板搏动执行模板匹配。也可以使用鉴定信号中搏动的替代方法，包括高于某个阈值的电压或超过某个阈值的电压变化最大速率（一阶导数，dV/dt）。在操作125A，就选择的信号是否具有可接受的信噪比(SNR)作出决定。SNR总体上大于一(1)（即，信号大于噪声本底），但是可以取决于传感器位置和噪声性质变化。例如，如果信号和噪声是周期性的，但是具有不同周期，则可以通过它们不同的频谱特征将各自分开。如果在操作125A处确定信号的SNR不是可接受的，则在操作130A将这条通道标记为不可解读或不可用的通道。可替代地，如果在操作125A处确定信号的SNR是可接受的，则实例方法用135A-175A继续进行，以便根据与这条通道相关的信号中的搏动，将这条通道划分为高置信通道或低置信通道。

[0705] 在操作 135A，从所选择通道的信号中的多个鉴定的搏动中选择一个鉴定的搏动。在操作 140A，作出以下决定：选择的搏动是否包括可以代表激动开始（例如，屈折）的多个组分，可以选择这些组分之一作为所选择搏动的激动开始。如果在操作 140A 处确定，选择的搏动具有多个组分，则在操作 145A，将选择的搏动标记为“B 类”搏动并且联系所选择搏动的组分，选择激动开始。B 类搏动是这样一种搏动，其中与“A 类”搏动相反，不能以高度置信确定激动开始，“A 类”搏动典型地在低噪声的环境下是单相的（即，其中不讨论激动开始的非复杂搏动），并且因此将其视为具有高度置信的搏动。

[0706] 基于以下选择标准中至少一条选择激动开始：所选择搏动的最大 dV/dt；搏动对模板的模板匹配（自动选择或基于患者类型和在心脏内的位置从数据库选择，或由使用者交互地选择）；所选择搏动的幅度；所选择搏动中的组分与相邻通道上相应搏动的组分的比较；和 / 或另外的一项或多项选择标准。此后，这种方法在下文所述的操作 150A 处继续。可替代地，如果在操作 140A 处确定，选择的搏动没有可以代表激动开始的多种组分（例如，如上定义的 A 类搏动（典型地，是低噪声区域内的单相搏动），则选择一个激动开始，并且该方法还在以下所述的操作 150A 处继续。

[0707] 在操作 150A，就基于选择的激动开始所选择的搏动的周期长度是否可接受作出决定。从选择的激动开始中延伸的可接受周期长度定义为从最小值（心率相关性动作电位时程，APD）至最大值（限定的周期长度，CL）的范围。例如，在图 19C 中，屈折 608A 不是可接受的，因为它们落在来自（由 606A 描述的）这种激动开始的最小心率相关性 APD 开始范围内。最大 CL 是从选择的激动开始至下一个搏动的时间量值。从发明人的观察结果中，最小心率 APD 可以是 90 至 400 毫秒。最大 CL 也可以是约 90 毫秒至 400 毫秒。如果在操作 150A 处确定，周期长度是可接受的，则将选择的搏动在操作 153 处标记为“A 类”搏动。

[0708] 然而，如果在操作 150A 确定周期长度不是可接受的，则在操作 156A、158A 处，将所选择搏动的组分（屈折）对预定的迭代数（例如，2 次迭代）进行迭代，直至在操作 150A 确定从所选择组分的激动开始延伸的周期长度是可接受的。典型地不修改被视为“A 类”（来自操作 140A）的搏动，即，不通过这些操作改变它们的激动开始。此后，在操作 160A，从选择的信号中选出下一个搏动，并且对选择的搏动重复操作 135A-160A，直至没有搏动留在选择的信号上（或对于预定数目检查的搏动）。

[0709] 在操作 165A，就“A 类”搏动是否构成预定百分比的搏动总数，或在所选择通道的信号中检查的搏动数作出决定。可以选择预定的百分比是总搏动或检查的搏动的 75％。应当指出可以使用其他预定的百分比。如果在操作 165A 处确定存在足够数目的 A 类搏动，则在操作 170A，将选择的通道划归为高置信通道。可替代地，如果确定不存在足够数目的 A 类搏动，则在操作 175A，将选择的通道划归为低置信通道。该方法在操作 180A 继续，其中从多条通道选择下一条通道，并且对这条选择的通道重复操作 100A-175A，直至已经根据图 17A 中所示的实例方法划分多条通道。

[0710] 图 17B 显示一种实例方法的流程图，这种方法修改或更新在通道上接收的信号中具有某种质量的搏动的所选择的激动开始。确切地，图 17B 的方法对多条通道的 B 类搏动进行迭代以潜在地修改或更新所选择的激动开始。因此，这种方法始于操作 200A，其中选择一条通道并且在选择的通道中选择 B 类搏动。一旦在选择的通道上处理 B 类搏动，选择具有 B 类搏动的下一条通道，直至处理多条通道的 B 类搏动（排除在图 17A 的操作 130A 中标

注为不可解读的通道）。

[0711] 在操作 210A，就邻近选择的通道的通道中是否存在与选择的 B 类搏动对应的 A 类搏动（例如，在 B 类搏动的预定时间内）作出决定。如果在操作 210A，确定在相邻通道的信号中存在相应的 A 类搏动，则该方法用操作 220A-240A 继续进行。可替代地，如果在操作 210A，确定在相邻通道的信号中不存在相应的 A 类搏动，则这种方法在操作 250A 处继续，如以下描述。

[0712] 在操作 220A，使用相应（附近）A 类搏动的激动开始计算向量，以按照选择的 B 类搏动引导激动开始的选择。在操作 230A，基于至少一个特性修正计算的向量。计算的向量由围绕感兴趣的通道的通道位置限定。如图 19B 中所示，对这些通道的每一条中所考虑的搏动限定激动开始。这些激动开始用来限定如图 19D 中所显示的一组似然向量（已知每条通道的空间位置）。基于这些周围通道位置的向量将允许对这个搏动的感兴趣的通道确定最佳激动开始时间（例如，图 19D、21A、22A-22C）。也可以基于所选择搏动的形状或极性变化，或来自这个部位的激动是否呈回转性（即，转子）或放射状（即，局灶性搏动）（这两者均在选择的 B 类搏动给出零向量），和 / 或一种或多种其他特性修正该向量。显然，该向量可以从搏动 - 到 - 搏动（循环 - 到 - 循环）变化。

[0713] 在操作 240A，对选择的 B 类搏动限定时间区间（即，接受窗）。这个时间区间指示所选择的 B 类搏动的最早可容许开始（相对于先前搏动）和所选择的 B 类搏动的最迟可容许开始（基于至少一个特性）。所考虑或使用的特性包括该向量、APD 重构、传导速度 (CV) 重构、舒张间期 (DI)、纤维角度、一个或多个解剖因素、连同一个或多个额外特性。确切地，发明人已经在不同的患者类型中以不同心率在不同心房区域记录传导速度量值；这些传导速度动力学可以用来确定提出的信号屈折是否出现得过早或过晚，从而不能沿计算的向量传导。类似地，基于多个心房位置处的纤维角度取向连同解剖因素（例如多个区域（例如界嵴）用来显示传导阻滞的已知倾向性），发明人已经记录动作电位时程心率动力学的量值。

[0714] 在一个实施方案中，可以根据与患者（例如，无论这位患者具有高龄或非常大的心房，二者均预测更慢的传导）或信号（例如，如果这种信号是相对单纯的或更复杂）相关的又一项标准，经专家系统 245A 从特性库中提供这些特性。在专家系统 245A 中考虑的参数包括年龄、性别，AF 是否为阵发性或持续性、血压、心房体积、左心室射血分数、存在糖尿病、和一项或多项其他标准。以下更详细地描述 DI 限定接受窗的用途。

[0715] 在操作 250A，通过针对处于接受窗内部的 B 类搏动信号的所选择组分（屈折）的激动开始进行比较，修改或更新所选择的 B 类搏动的先前选择的激动开始。在一个实施方案中，可以选择一种组分，这种组分通过选择的 B 类搏动而最接近计算的向量。在另一个实施方案中，可以使用专家系统 255A 来选择在接受窗内的所选择 B 类搏动的组分，这种专家系统根据与患者或信号相关的又一项标准存储信号形状库。例如，年龄、性别和一项或多项其他标准可以用来划分专家系统 255A 中的信号形状。因此，基于心率、位置、患者的人口统计学资料和 / 或一个或多个其他因素，可以对每个搏动限定接受窗。

[0716] 在操作 260A，就选择的通道上是否存在至少两个 A 类搏动作出决定。如果在操作 260A 处确定，在选择的通道上存在至少两个 A 类搏动，则该方法在操作 265A 处继续以确定 A 类搏动之间的周期长度时间区间（例如，通过减去 A 类搏动的激动开始时间）。在操作

270A，沿所选择通道的信号连续推进所确定的时间区间，以确定信号的屈折是否在接受窗内的这个时间区间处存在或接近于这个时间区间存在。在一个实施方案中，这个时间区间可以基于在所选择通道的信号中的连续 A 类搏动（如果可获得）进行平均化（或使用中位数）。然而，如果在操作 260A 处确定，在选择的通道上不存在 A 类搏动，则这个方法在操作 290A 处继续。

[0717] 在操作 280A，选择的 B 类搏动的修改或更新的激动开始与确定的时间区间的第二激动开始协调并且分配协调的激动开始。在一个实施方案中，可以选择（接受窗内）最接近于这些开始的平均数的屈折作为协调的激动开始。其他实施方案可以使用最接近于这些激动时间之一的屈折（按重要性顺序加权），或来自操作 145A、250A 或 270A 的其他输出。

[0718] 在操作 290A，从所选择通道的信号中选择下一个 B 类搏动，并且该方法通过操作 200A-290A 进行迭代用于下一个 B 类搏动。一旦在选择的通道上处理 B 类搏动，选择具有 B 类搏动的下一条通道，直至根据图 17B 处理多条通道的 B 类搏动，排除图 17A 中标注的不可解读通道。

[0719] 图 17C 显示一种实例方法的流程图，该方法选择在多条通道上接收的信号中全部搏动的终末激动开始。确切地，图 17C 的方法对多条通道（高置信通道和低置信通道，排除图 17A 中标注的不可解读通道）上的 A 类和 B 类搏动进行迭代以定下与搏动相关的激动开始。因此，该方法始于其中选择一条通道的操作 300。在操作 310A，在选择的通道中选择搏动。

[0720] 在操作 320A，通过选择的搏动计算向量，并且对选择的搏动限定接受窗，分别如图 17B 的操作 220A 和 240A 中所述。图 17C 的操作不同于先前的操作，在于现在可以从 A 类搏动和 B 类搏动计算向量（如图 17B 中修改）。目的是确保多个激动开始在全部 A 类搏动和 B 类搏动之间是一致的。可以做出激动开始的终末调整以便最小化现在出现的不一致性。在一个实施方案中，一个专家系统 325A 可以用来提供一个或多个特性以限定接受窗，例如 APD 和 CV 重构、DI 和 / 或其他特性。在操作 330A，基于至少一个特性修正计算的向量。例如，可以基于映射到心房上时的波前曲率、搏动信号形状、已知解剖因素，例如在界嵴处的传导阻滞、假设的纤维角度和 / 或一个或多个其他特性，修正计算的向量。在一个实施方案中，基于患者年龄、性别，AF 是否为阵发性或持续性、血压、心房体积、左心室射血分数、存在糖尿病、和一项或多项其他标准，在专家系统 335A 中定量和编码这些因素。在操作 338A，对其中向量横过所选择搏动的接受窗内的所选择搏动确定激动开始。

[0721] 在操作 340A，就以下作出决定 :所选择搏动的先前激动开始（来自图 17B）是否约等于（例如，在预定阈值内）所选择搏动的当前确定的激动开始。如果在操作 340A 处确定，所选择搏动的先前激动开始是大致相等的，则这个方法在下文的操作 370A 处继续。可替代地，如果在操作 340A 处确定，所选择搏动的先前激动开始不是大致相等的，则这个方法在操作 350A 处继续。

[0722] 在操作 350A，先前的激动开始与当前的激动开始协调以便获得协调的激动开始。在一个实施方案中，可以选择（接受窗内）最接近这些激动开始的平均数的屈折作为协调的激动开始。专家系统 355A 可以用来提供周期长度估计值，这些估计值可以用来估计特定搏动后每个激动开始的位置，其中在此情况下假设信号在这条通道显示规律性。在操作 360A，就是否需要协调激动开始作出决定。如果在操作 360A 处需要协调，则在操作 363A

处，将所选择搏动的标记更新成 B 类搏动。然而，如果在操作 360A 处不需要协调，则在操作 368A 处，将所选择搏动的标记更新成 A 类搏动。

[0723] 在操作 363A 和 368A 后，该方法在操作 370A 处继续，其中选择协调的激动开始、确定的激动开始（来自操作 338A）、或现有的激动开始（来自操作 280A 或如参考对 A 类搏动的操作 140A 和 153A 所述）作为所选择搏动的终末激动开始。在操作 380，在选择的通道上选择下一个搏动，并且将操作 320A-370A 对选择的搏动进行迭代直至处理所选择通道上的全部搏动。一旦在选择的通道上处理全部搏动，在操作 390A 处选择具下一条通道，并且将操作 310A-380A 对所选择的通道进行迭代，直至根据图 17C 处理全部通道，排除图 17A 中标注的不可解读通道。

[0724] 舒张间期 (DI) 和动作电位时程 (APD) 关系可以用来鉴定在信号的搏动中的激动开始。在复杂节律紊乱（例如，心脏纤维震颤）中，当信号质量不足以准确确定在通道上接收的信号中 B 类搏动的激动开始时，这种信号中 A 类搏动的激动开始可以连同对先前 DI 的 APD 依赖性一起使用，以估计 B 类搏动的接受窗。更确切地，可以基于先前的 DI 对每个激动循环限定 APD，以便从信号中重构动作电位 (AP) 轨迹。

[0725] 当任何限定的 APD 小于预定义的最小值（例如，90ms）或超过 APD 必须适合内的可用周期长度 (CL) 时，将 AP 重构尝试视为已经失败。图 18 中所示的 AP 轨迹显示这种失败。

[0726] 例如，将短划线视为选择的激动开始并且将弯曲的垂线视为 AP 重构中的 APD，第五个 APD 没有降至下一个激动开始达到之前用于复活的可接受水平。这被视为重构失败并且表明，与用来计算第一 APD(DI 种子）的初始 DI 配对的所用 APD-DI 关系不能有效代表真实 APD。以下情况是可能的 :APD-DI 关系是不正确的，DI 种子是不正确的或二者均是不正确的。

[0727] 如果已知 DI 之间的关系和随后的 APD，则患者特异性重构曲线可以用来检查一系列选择的激动开始，而不用通过 DI-APD 关系中多个常数的一系列值执行众多计算。根据患者特异性重构曲线，如果不存在生成正确重构的 AP 轨迹的 DI 种子，则认为一系列激动开始是不正确的。当重构 AP 轨迹时，如果对于任何低置信激动开始（在头 4 个激动开始后），不成比例地大多数重构尝试（对于每个 DI 种子）失败，则将这个激动开始视为不正确的并且应当进行再评估。

[0728] 线性或对数函数（算法）可以用来联系 DI 和 APD。例如，线性函数可以是 APD = C1*DI+C2。对数函数可以是 APD = C_1*ln(DI)+C_2。如果 DI 和 APD 之间关系中的常数是未知的，则可以假设线性函数 APD = C1*DI+C2。可以对似然 DI 种子和对似然恒定 C1 和 C2 进行 AP 重构。可以对标记的每个激动开始追踪 AP 重构失败的总数。AP 重构的最大失败次数预期在最初很少几个激动开始中出现，因为不正确的 DI 种子和常数通常将不能拟合最初很少几个激动开始内的顺序。如果不成比例地大量失败稍后在 AP 重构中出现，则将该激动开始视为“难以置信的”并且标记用于评审和 / 或进一步分析。

[0729] 如果做出假设 :DI 和 APD 之间的关系对于心脏中的全部位置是不变的，则可以通过排除在具有高置信激动开始的信号中导致失败的轨迹重构的常数 C1 和 C2，改善计算的准确度。以此方式，前述算法将排除不可能施用于正在分析的特定患者的全部数学 DI-APD 关系。

[0730] 图 19A 显示从传感器获得的多个时变信号 404，这些传感器在复杂节律紊乱期

间接收来自患者心脏的心脏（电）活动性。可以在导入患者内部的心脏导管中包含这些传感器，或可以在患者外部布置这些传感器。这些信号的每一个由信号标识符代表，例如“A1A2”、“B3B4”和“B5B6”。由图 19A 中阴影部分指示的实例快照或窗 402A 代表在指定时段（例如，2 毫秒）内十二个（12）心脏信号 404A 的每一个信号上的实例活动。心脏信号 402A 代表复杂节律紊乱（例如心房颤动（AF））期间心房中不同位置的心脏电活动，在心房中定位相应的传感器。应当指出，不可能只通过视检图 19A 中所示的心脏信号 404A 检测“最早”激动开始，因为心脏信号 404A 中不存在使能够从信号 404A 检测最早激动开始的可识别静息期。

[0731] 图 19B 只显示在 19A 图中所示的窗 402A 内的电活动的部分。垂线 504A 代表每个时变心脏信号的激动开始。如可以从图 19B 中显示的心脏信号中轻易地见到，至少由 C5C6、C7C8 和 D7D8 鉴定的信号的激动开始 504A 不是很好地限定的。箭头 512A 定义了连接相邻时变心脏信号中的相应点的向量。如可以见到，在图 19B 中显示的信号中不存在可识别的最早激动开始。换言之，不可能简单地将激动回溯至最早通道（即，在该实例中，通道 C7C8）。这是因为多个共存波可以在 AF 中存在（不像例如室上性心动过速那样的节律）。图 19D 显示这些电位波（potential wave）方向中的一些，它们指示多个电位波路径。对最大和最小电位传导速度以及上述其他生理特性的考虑将确定波路径，这些波路径更可能或更不可能解释在每个电极处观察到的连续的、变化的和复杂的信号。

[0732] 图 19C 显示由 C7C8 鉴定的信号的扩大视图和相应的心率调整型激动电位时程（APD）项 606 的指示，其中因多个屈折而不能确定该信号的激动开始。心率调整型 APD 606 指示在这条具体通道 C7C8 上的信号不能出现，直至在心率调整型 APD 606A 末端附近。使用这个事实来消除信号 C7C8 的屈折，这些屈折在 APD 606A 内出现，如箭头 608A 显示，并且用来避免将这些屈折计数为激动开始。这是因为心脏组织不能物理地再激动 APD 606A 的时程（“复极化”）。天然地，APD 606A 的实际位置取决于先前激动开始时间 610A 的计时。

[0733] 图 19D 是在患者心房上提供网格的心脏传感器或电极的位置的二维表现。网格上点的表现，例如“B78”、“C56”和“D12”分别对应于用来提供相应时变心脏信号（例如“B7B8”、“C5C6”和“D1D2”）的电极或传感器，如图 19A 和图 19B 中显示。因此，传感器“B78”对应于时变心脏信号“B7B8”，并且传感器“C56”对应于心脏信号“C5C6”。连接图 19D 中指定传感器的箭头 714A 代表在患者心房的相应位置之间指向的向量。因此，仅使用心脏信号 C5C6 中的信息，可以使用来自传感器 C78 至 C34 的向量的非线性插值法确定与信号 C5C6 相关的激动开始，传感器 C78 至 C34 的激动均是已知的。替代向量，例如从传感器 B34 至 C34 的那些向量，是不可能的，因为它们需要太快的传导速度，以至不能由心脏组织表现。典型地将心脏信号 D78 作为不可解读的通道或信号弃去。

[0734] 图 20A 显示不同方法的实例，这些方法用于检测搏动、确定激动开始、和忽略 19A 内显示的时变心脏信号上的噪声。来自高置信通道的时变心脏信号显示为信号 802A。为了标记（mark 或 tag）信号 802A 中的激动开始，模板 804A 可以衍生自信号 802A 的给定时段中的更多个可识别屈折（或搏动）之一。通过使用相关函数、或其他方法，该模板 804A 然后可以用来检测信号 802 中的随后和先前搏动。使基本上参考图 19C 中上述心率适应型 APD 806A，显示另一种可以用来标记信号 802A 中的激动开始的方法。即，消除在 APD 806A 的末尾 808A 之前在信号 802 中出现的任何屈折或将其划归为噪声，因为心脏组织不能在这

段时间期间物理地再激动。因此，消除箭头 810 指示的屈折以免被视为激动开始。准确确定激动开始的仍另一个方法是过滤掉指定频率范围或带宽内的噪声，如图 20A 中箭头 812A 显示，然后也消除该噪声以免被视为激动开始。使用模板匹配、横过预定电压阈值、和最大 dV/dt 的组合确定激动开始时间，这种组合定义为电压相对于时变心脏信号的时间或斜率的最大变化率。

[0735] 图 20B 显示来自低置信通道的信号 902A。对于低置信通道，不同的模板可以用来检测信号组分或屈折的不同形状。因此，可以定义一个不同的模板并且将它用来检测激动开始，这些激动开始与图 20B 中“A”、“B”和“C”所鉴定的多个不同形状的每一种相关。

[0736] 图 20C 显示来自复杂通道的信号 1010A，其中个体搏动表现的形状从搏动到搏动大幅变化。向量法和 APD 重构法在上述方法中，它们可以用来确定这种类型信号的激动开始。

[0737] 图 21A 和 21B 分别为 19B 和 19D 图中显示的那些提供额外细节，以便定义使用向量确定 B 类搏动的激动开始的方法。如图 19B，图 21A 中显示的短垂线 1102A 代表相对于时变心脏信号所确定的实例激动开始。在每条垂线附近标出的数字 1104A 代表相对于给定的开始时间，相应的时变心脏信号的激动开始的时间。例如，心脏信号 B3B4 的激动开始时间（将其提供为“37”），出现在在心脏信号 B1B2 的激动开始时间（将其提供为“42”）前。图 21B 显示由标志 1106（例如“B34”、“B12”、“C12”和“D12”）指示的传感器的矩阵或网格。同样地，向量在图 21B 中显示为连接特定传感器 1106A 的箭头或线 1108A。例如，假设将使用来自具有确定的激动开始的周围通道中的向量确定在心脏信号 C5C6 处的激动开始，这种心脏信号指示为 B 通道。从图 21B 中，通过心脏信号 C5C6（具有未知的激动开始）的最可能的向量途径是从传感器 C78 至 C34，因为替代性途径通过（例如通过传感器 C56），将显示一种传导速度，该速度太快（例如从传感器 B56 至 C56）亦或与从传感器 C78 至 C34 相比，更不可能（例如穿过传感器 B78、B56、C78 和 C56 的锯齿形进程）。因此，分析结果指示，心脏信号 C5C6 的激动开始衍生自使用多个激动开始之间并不必然为线性的向量，这些激动开始分别与传感器 C78 和 C34 相关，并且因此分别与心脏信号 C7C8 和 C3C4 相关。

[0738] 图 22A-22C 显示肌纤维震颤中重构波路径的影像，该重构波路径来自根据本申请中该方法和系统选择的激动开始。将这些激动开始提供为二维阵列或网格中安排的数字（以毫秒单位）。在数字的图 22A-22C 的每幅图中所显示的网格对应于图 19B、19D 和 21B 中显示的心脏传感器网格，并且因此代表由相应的心脏传感器在相同位置确定的激动开始时间。对于每条通道，所考虑的搏动配有代表其以毫秒为单位的激动开始时间的数字，并且因此生成的激动向量在这个二维空间上。应当指出，这些激动时间可以在来自图 17B 的初步分配后指示 A 类搏动，或还指示 B 类搏动。低置信通道由问号指示。将波路径重构为相同或类似激动开始的空间轮廓。例如，在图 22A 中，画出连接两个传感器的轮廓线 1302A 以表示在约 11ms 至 12ms 的波前位置，其中该传感器具有非常类似的激动开始 (12ms 和 11ms)。类似地，画出轮廓线 1304A 以连接传感器，用来表示在约 81ms 至 90ms 的波前位置，其中该传感器与类似的激动开始时间 (90ms、81ms、和 81ms) 相关。标记每条轮廓线以指示每条轮廓线相对于其余轮廓线的相对时间。因此，最早的轮廓线将用“E”指示，并且最迟的轮廓线（如标识为线 1306A) 将用指示为“L”。箭头 1310A、1312A 指示当波传播跨过这些轮廓线时向量的方向。因此，图 22A 显示两个分开的向量 1310A、1312A 的碰撞。这些轮廓线和向量

用来限定在用问号标记的低置信信号处的激动开始。

[0739] 此外，使用 APD 重构和复极化时间连同纤维角度（解剖途径）确定激动开始。例如，如果纤维角度在所示碰撞处垂直于传播的向量，则这增加结果的置信。另外，可以需要另一种迭代，以便确保激动开始时间不因 B 类通道中的具体屈折歪斜，这些具体屈折给出这种减慢外观。通常，预期垂直于纤维角度的波传播慢于平行于纤维角度的传播。从实验和从已知角度以及心房中某些位置（例如左心房后壁和 Papez（帕佩兹）的肺间隔束 (septopulmonary bundle of Papez)）处的各向异性中提供纤维角度。

[0740] 将搏动形状变化或途径中断显示为蓝线。通常，认为搏动信号极性反转指示波正在以相反方向通过双极记录电极。可以使用该信息作为额外的验证步骤来确定波轮廓是否确实在实质搏动极性变化时改变。

[0741] 类似地，图 22B 显示另一个实例影像，除了因此限定的波前是转子或回转模式，如轮廓线 1402A-1412A 从“  ”进展至“  ”，和箭头 1414A 所示之外。

[0742] 类似地，图 22C 显示一个实例影像，它代表从廓线 1502A 所限定的中央位置散发的局灶性搏动，这个局灶性搏动沿箭头 1504A 向外继续前往轮廓线 1506A。

[0743] 图 23A 显示了传感器 1602A 的矩阵的二维表现，其显示为点或叠加在心房表面上的电极位置，由手绘形状指示。该形状指示穿过二尖瓣平面水平切开的左心房，其中两半上下折叠。因此，顶部分指示上二尖瓣并且底部分指示下二尖瓣。

[0744] 图 23B 显示从 23A 图中显示的九 (9) 个心脏电极或传感器 1602A 获得的时变心脏信号。将这些心脏信号指示为作为原始信号 1702A，因为它们是直接获得的，或在最少量的处理或过滤时，从心脏传感器获得。

[0745] 图 23C 显示使用本领域已知的常规方法从 23B 图中显示的原始信号 1702A 中获得的实例影像。由于该影像直接从原始信号获得，结果是具有多个瞬时模式的杂乱图，这些瞬时模式不指示表示与复杂节律紊乱相关的源头或最早激动开始的任何模式（即，它不指示激动迹线）。图 24A 的影像对应于图 23A 中显示的网格，其中在网格中的位置对应于传感器的位置，因为它们涉及心脏容积中的位置。根据该影像右侧上的比例尺 1802A，该影像中显示的阴影区域代表相对于给定开始时间的激动开始。灰度 1802A 指示与激动开始（例如，按毫秒）相关的阴影。因此，例如，区域 1804A 中显示的影像的那些部分比区域 1806A 中显示的那些部分具有更早的激动开始时间，其中区域 1806A 中显示的这些部分早于 1808A 中显示的那些部分。

[0746] 图 23C 显示根据在此所述的系统和方法，标记九个原始信号的每一个中搏动的激动开始的结果。将激动开始显示为虚线 1902A。图 17A-17C 中概述的过程用来产生每条通道中每个搏动的激动时间，其中每条通道由图 23C 中的垂线指示。

[0747] 图 24B 显示衍生自图 23C 中标记激动开始时间的实例影像，其中将转子显示为红色区域（由“R”指示）在何处经不同的灰度阴影在这些阴影之间接触蓝色区域（由“B”指示），如在一个核心周围的箭头 2002 所示。这个核心是激动绕其回转以产生转子的支点。应当指出，图 24B 中的影像清晰地指示从 24A 图中显示的影像中不可检测的转子。还应当指出，转子核心的精确位置可以在空间随时间移动（迁移），但是典型地保持空间中的一个小位置内（“地点”）。

[0748] 图 23D 显示激动电位时程 (APD) 2102A 的重构，其始于图 23C 中确定的激动开始并

且延伸指定的时间或在其后衰减。因此，APD 2102A 始于激动开始 2104A 并且延伸直至 APD 的末尾 2106A。

[0749] 图 24C 显示一幅影像，其中使用图 23C 中确定的标记的激动时间和图 23D 中确定的重构的 APD 来限定去极化线（其由轮廓线 2202A 指示）和复极化线（其由轮廓线 2204A 指示）之间的相交。确切地，使用每个重构的 APD 时间系列作为 Hilbert（希尔伯特）变换的输入。施用去趋势算法来设定在激动时间的电压至零。Hilbert（希尔伯特）变换法用来构建去趋势信号的相平面。然后，跨细规则网格插入全部电极处的 Hilbert（希尔伯特）变换。相位的空间分布用一种拓扑电荷技术分析以定位与波前末端相关的相位奇点，例如在折返波尖部。然后通过使用活动端面 (active-edge) 技术追踪零相位等值线构建激动波前。总之，对于及时快照 (snapshot in time)，线 2202A 指示跨组织去极化的前导端面，并且线 2204A 指示复极化的尾随端面。这些线的相交指示转子核心。已经通过至实际的临床下降显示，该转子核心是其中靶向消融能量可以终止并且消除 AF 的位置。其他治疗，如递送去极化或复极化电流，和递送基因疗法或其他活性剂，也可以施加至存在转子的组织地点（空间区域）。

[0750] 应当指出，这些精确技术也可以揭示局灶性搏动，对此，激动时间轮廓和 Hilbert（希尔伯特）变换将揭示从局灶性搏动源头散发的激动，随后瓦解，如果这种节律导致心房颤动或心室颤动（上文描述了它的治疗实例）。

[0751] 图 25 是计算机系统 2300A 的框图。计算机系统 2300A 可以包括指令集，其中可以执行这个指令集以使计算机系统 2300A 执行任一个或多个在此披露的关于图 17A-24C 的方法或基于计算机的功能。计算机系统 2300A 或其任何部分可以作为独立设备运行或可以连接（例如，使用网络 2324A）至在此披露的关于图 17A-24C 的其他计算机系统或设备。例如，计算机系统 2300A 可以包括在此披露的关于图 1-24C 的导管、计算设备、服务器、生物传感器和 / 或任何其他设备或系统中的任一个或多个，或包括在它们内。

[0752] 在网络化部署中，计算机系统 2300A 可以在服务器 - 客户网络环境中的服务器或客户机或点对点（或分布式）网络环境中的对等机的容量中运行。计算机系统 2300A 也可以作为不同设备执行或并入不同设备中，例如个人计算机 (PC)、平板 PC、个人数字助理 (PDA)、网络设备、通讯设备、移动设备、服务器、客户端或能够执行一种指令集（依次或另外方式）的任何其他机器，这个指令集指定这台机器将要采取的动作。另外，尽管显示了单个计算机系统 2300A，术语“系统”还应当理解为包括单独或联合执行一个指令集或多个指令集以执行一项或多项计算机功能的系统或子系统的任何集合。

[0753] 如图 25 中所示，计算机系统 2300A 可以包括处理器 2302A，例如，中央处理单元 (CPU)，图形处理单元 (GPU)，或这两者。此外，计算机系统 2300A 可以包括可以经总线 2326A 彼此通讯的主存储器 2304A 和静态存储器 2306A。如所示，计算机系统 2300A 可以进一步包括视频显示单元 2310A，例如液晶显示器 (LCD)、有机发光二极管 (OLED)、平板显示器、固体显示器或阴极射线管 (CRT)。额外地，计算机系统 2300A 可以包括输入设备 2312A，例如键盘，和光标控制设备 2314A，例如鼠标。计算机系统 2300A 也可以包括磁盘驱动单元 2316A、信号发生设备 2322A，例如扬声器或远程控制，和网络界面设备 2308A。

[0754] 在一个具体实施方案中，如图 25 中所描绘，磁盘驱动单元 2316A 可以包括机器或计算机可读介质 2318A，其中可以嵌入一个或多个指令集 2320A（例如，软件）。此外，指令

2320A 可以体现如在此参考图 1-24C 所述的一种或多种方法、功能或逻辑。在一个具体实施方案中，指令 2320A 可以在计算机系统 2300A 执行期间，完全或至少部分地驻留在主存储器 2304A、静态存储器 2306A 内和 / 或处理器 2302A 内。主存储器 2304A 和处理器 2302A 还可以包括计算机可读介质。

[0755] 在替代性实施方案中，可以构建专用硬件实现，例如专用集成电路、可编程逻辑阵列和其他硬件设备，以执行在此所述的一个或多个方法、功能或逻辑。可以包括不同实施方案的装置和系统的应用可以广泛包括多种电子系统和计算机系统。在此所述的一个或多个实施方案可以使用两个或更多个专用互联硬件模块或设备执行功能，这些模块或设备带有可以在模块之间和通过模块通讯的相关控制信号及数据信号，或作为应用 - 专用集成电路的部分。因此，本系统涵盖软件、固件、和硬件执行。

[0756] 根据不同实施方案，在此所述的方法、功能或逻辑可以由处理器可读取介质中可触及地体现和可以由处理器执行的软件程序执行。此外，在一个实例、非限制实施方案中，执行可以包括分布式处理、组件 / 对象分布式处理连同平行处理。可替代地，可以构建虚拟计算机系统处理以执行如在此所述的一个或多个方法、功能性或逻辑。

[0757] 尽管显示计算机可读介质是单介质，然而术语“计算机可读介质”包括单介质或多介质，例如中心式或分布式数据库，和 / 或存储一个或多个指令集的相关高速缓冲存储器和服务器。术语“计算机可读介质”还应当包括能够储存、编码或携带指令集的任何介质，其中这些指令集由处理器执行或使计算机系统执行在此披露的任一种或多种方法、功能、逻辑或操作。

[0758] 在具体的非限制性实例实施方案中，计算机可读介质可以包括固体存储器，例如存储卡或容纳一个或多个非易失只读存储器的其他包装。另外，计算机可读介质可以是随机存取存储器或其他易失性可擦重写存储器。额外地，计算机可读介质可以包括磁光介质或光介质，例如磁盘或磁带或其他存储设备以捕获载波信号，例如经传输介质通讯的信号。可以将电子邮件或其他独立 (self-contained) 信息档案或档案集的数字文件附件视为与有形储存介质等同的分布式介质。因而，认为本披露包括任一种或多种计算机可读介质或分布式介质和其他等同物和后继介质 (successor media)，其中可以存储数据或指令。

[0759] 根据不同实施方案，可以将在此所述的方法、功能或逻辑执行为计算机处理器上运行的一个或多个软件程序。可以类似地构建专用硬件实现，包括，但不局限于 :应用专用集成电路、可编程逻辑阵列和其他硬件设备，以执行在此所述的方法。此外，也可以构建替代性软件实现，包括，但不局限于 :分布式处理或组件 / 对象分布式处理、平行处理或虚拟机处理，以执行在此所述的方法、功能或逻辑。

[0760] 还应当指出，执行披露的方法、功能或逻辑的软件可以任选地存储在有形储存介质上，例如 :磁介质，例如磁盘或磁带 ;磁光或光介质，例如光盘 ;或固体介质，例如存储卡或或容纳一个或多个只读（非易失）存储器的其他包装、随机存取存储器、或其他可擦重写（易失性）存储器。将电子邮件或其他独立 (self-contained) 信息档案或档案集的数字文件附件视为与有形储存介质等同的分布式介质。因而，认为本披露包括如在此列出的有形储存介质或分布式介质，和其他等同物和后继介质 (successor media)，其中可以存储在此的软件实现。

[0761] 因此，已经描述了用于检测、诊断和治疗生物（复杂）节律紊乱的方法、系统和装

置。虽然已经描述了特定实例实施方案，然而显而易见，可以对这些实施方案作出不同修改和变化而不偏离在此所述（本发明）的发明主题的更宽范围。因此，以说明意义而非以限制性意义看待说明书和附图。形成其一部分的附图通过说明方式并且不以限制方式显示了其中可以实施主题的特定实施方案。将这些实施方式以充分细节描述，以便使本领域那些技术人员能够实施在此披露的教导。可以使用其他实施方案并且它们衍生自其中，使得可以作出结构性或逻辑性替换和改变而不偏离本公开的范围。因此不以限制性意义理解这一详细说明，并且不同实施方案的范围仅由所附权利要求连同对此类权利要求授权的完整范围的等同物限定。

[0762] 发明主题的此类实施方案可以在本文中单独地和/或共同地由术语“发明”提到，该术语仅出于便利目的并且不意在自愿将本申请的范围限于任何单一发明或发明构思，如果实际上披露的多于一种的话。因此，虽然已经在此说明和描述了特定实施方案，但是应当理解，可以将经计算以实现相同目的的任何安排替换用于所示的特定实施方案。本披露意在覆盖不同实施方案的任何和全部改编或变化。上述实施方案的组合，和其他实施方案不在此确切地描述，将对本领域技术人员在回顾以上描述时是显而易见的。

[0763] 在这些实施方案的以上描述中，为简化本披露的目的，将多个特征在单个实施方案中归集在一起。披露内容的方法不得解释为反映要求保护的实施方案具有比每项权利要求中明确所提到更多的特征。相反，如以下权利要求反映，本发明主题存在于所披露的单个实施方案的少于全部特征中。因此，将以下权利要求由此合并到实施方案的描述中，其中每项权利要求独立作为分开的实例实施方案。

[0764] 参考文献

[0765] Abreu Filho,C.A.C.,L.A.F.Lisboa等人,(2005)."Effectiveness of the Maze Procedure Using Cooled-Tip Radiofrequency Ablation in Patients with Permanent Atrial Fibrillation and Rheumatic Mitral Valve Disease(使用端冷射频消融术的Maze方法在患有永久性心房颤动和风湿性二尖瓣病的患者中的有效性)."Circulation 112(9_suppl):I-20-25.

[0766] Allessie,M.A.,J.Ausma 等 人,(2002)."Electrical,Contractile and Structural Remodeling during Atrial Fibrillation(心房颤动期间的电重建、收缩重建和结构重建)."Cardiovasc Res 54(2):230-246.

[0767] Bardy,G.H.,K.L.Lee 等 人,(2005)."Amiodarone or an Implantable Cardioverter-Defibrillator for Congestive Heart Failure(用于充血性心力衰竭的胺碘酮或植入型心脏复律-除颤器)."N Engl J Med 352(3):225-237.

[0768] Calkins,H.,J.Brugada 等 人,(2007)."HRS/EHRA/ECAS expert Consensus Statement on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation:recommendations for personnel,policy,procedures and follow-up(HRS/EHRA/ECAS专家关于心房颤动导管和外科消融术的共识声明:人员、政策、流程和随访的推荐).A report of the Heart Rhythm Society(HRS)Task Force on catheter and surgical ablation of atrial fibrillation.European Heart Rhythm Association(EHRA);European Cardiac Arrhythmia Society(ECAS);American College of Cardiology(ACC);American Heart Association(AHA);Society of Thoracic

Surgeons(STS)(心律协会(HRS)心房颤动导管和外科消融术工作组报告-欧洲心律学会(EHRA);欧洲心律失常学会(ECAS);美国心脏病学会(ACC);美国心脏协会(AHA);胸外科医师学会(STS))."Heart Rhythm 4(6):816-61.

[0769] Cappato,R.,H.Calkins 等 人,(2005)."Worldwide Survey on the Methods,Efficacy,and Safety of Catheter Ablation for Human Atrial Fibrillation(关于人心房颤动导管消融术的方法、功效和安全性的世界调查范围)."Circulation111(9):1100-1105.

[0770] Cappato,R.,H.Calkins 等 人,(2009)."Prevalence and causes of fatal outcome in catheter ablation of atrial fibrillation(心房颤动导管消融术中致命转归的患病率和病因)."J Am Coll Cardiol 53(19):1798-803.

[0771] Cheema,A.,C.R.Vasamreddy 等 人,(2006)."Long-term single procedure efficacy of catheter ablation of atrial fibrillation(心房颤动导管消融术的长期单一方法功效)."J Interv Card Electrophysiol 15(3):145-155.

[0772] Cox,J.L.(2004)."Cardiac Surgery For Arrhythmias(心率失常的心脏外科)."J.Cardiovasc Electrophysiol.15:250-262.

[0773] Cox,J.L.(2005)."The central controversy surrounding the interventional-surgical treatment of atrial fibrillation(围绕心房颤动介入性外科疗法的核心争论)."J.Thorac.Cardiovasc.Surg.129(1):1-4.

[0774] Ellis,E.R.,S.D.Culler 等 人,(2009)."Trends in utilization and complications of catheter ablation for atrial fibrillation in Medicare beneficiaries(保健医疗受益人中心房颤动导管消融术的使用和并发症趋势)."Heart Rhythm 6(9):1267-73.

[0775] Gaspo,R.,R.F.Bosch 等 人,(1997)."Functional Mechanisms Underlying Tachycardia-Induced Sustained Atrial Fibrillation in a Chronic Dog Model(慢性犬模型中作为心动过速诱导的持久心房颤动基础的功能性机制)."Circulation 96(11):4027-4035.

[0776] Kalifa,J.,K.Tanaka 等人,(2006)."Mechanisms of Wave Fractionation at Boundaries of High-Frequency Excitation in the Posterior Left Atrium of the Isolated Sheep Heart During Atrial Fibrillation(心房颤动期间在分离的羊心脏的左后心房中在高频激发边界处的波分级机制)."Circulation 113(5):626-633.

[0777] Knecht,S.,F.Sacher 等 人,(2009)."Long Term Follow-Up of Idiopathic Ventricular Fibrillation Ablation:A Multicenter Study(特发性心室颤动消融术的长期随访:一项多中心研究)."J Am Coll Cardiol 54(6):552-528.

[0778] Masse,S.,E.Downar 等人,(2007)."Ventricular fibrillation in myopathic human hearts:mechanistic insights from in vivo global endocardial and epicardial mapping(患肌病的人心脏中的心室颤动:来自体内全面心脏内和心脏外定位的机制性深刻理解)."Am J Physiol Heart Circ Physiol 292(6):H2589-97.

[0779] Myerburg,R.J. 和 A.Castellanos(2006)."Emerging paradigms of the epidemiology and demographics of sudden cardiac arrest(心搏骤停的流行病学和人

口统计学新发范式)."Heart Rhythm 3(2):235-239.

[0780] Nademanee,K.,J.McKenzie 等 人,(2004a)."A new approach for catheter ablation of atrial fibrillation:mapping of the electrophysiologic substrate(心房颤动导管消融术的新方法:电生理基底的定位)."J.Am.Coll.Cardiol.43(11):2044-2053.

[0781] Narayan,S.M.,D.E.Krummen 等 人,(2006d)."Evaluating Fluctuations in Human Atrial Fibrillatory Cycle Length Using Monophasic Action Potentials(使用单相动作电位评价人心房颤动周期长度的波动)."Pacing Clin Electrophysiol 29(11):1209-1218.

[0782] Nash,M.P.,A.Mourad 等人,(2006)."人心室颤动中多种机制的证据(Evidence for Multiple Mechanisms in Human Ventricular Fibrillation)."Circulation 114:536-542.

[0783] Ng,J.,A.H.Kadish 等 人,(2006)."Effect of electrogram characteristics on the relationship of dominant frequency to atrial activation rate in atrial fibrillation(心房颤动中电描记图特征对优势频率与心房激动心率的关系的影响)."Heart Rhythm 3(11):1295-1305.

[0784] Ng,J.,A.H.Kadish 等 人,(2007)."echnical considerations for dominant frequency analysis(优势频率分析的技术考虑事项)."J Cardiovasc Electrophysiol 18(7):757-64.

[0785] Oral,H.,A.Chugh 等 人,(2007)."Radiofrequency catheter ablation of chronic atrial fibrillation guided by complex electrograms(电描记图指导的慢性心房颤动射频导管消融术)."Circulation 115(20):2606-12.

[0786] Oral,H.,A.Chugh等人,(2009)."A randomized assessment of the incremental role of ablation of complex fractionated atrial electrograms after antral pulmonary vein isolation for long-lasting persistent atrial fibrillation(随机评估在分离窦肺静脉用于长久持续性心房颤动后复杂碎裂心房电描记图消融的递增作用)."J Am Coll Cardiol 53(9):782-9.

[0787] Reddy,V.Y.,M.R.Reynolds 等 人,(2007)."Prophylactic catheter ablation for the prevention of defibrillator therapy(阻碍除颤器疗法的预防性导管消融术)."N Engl J Med 357(26):2657-65.

[0788] Ryu,K.,S.C.Shroff 等 人,(2005)."Mapping of Atrial Activation During Sustained Atrial Fibrillation in Dogs with Rapid Ventricular Pacing Induced Heart Failure:Evidence for a Role of Driver Regions(患有快速心室起搏诱导的心力衰竭的犬中持久心房颤动期间心房激动的标测:驱动区域作用的证据)."Journal of Cardiovascular Electrophysiology 16(12):1348-1358.

[0789] Sahadevan,J.,K.Ryu 等人,(2004)."Epicardial Mapping of Chronic Atrial Fibrillation in Patients:Preliminary Observations(患者中慢性心房颤动的心表面标测:初步观察结果)."Circulation 110(21):3293-3299.

[0790] Sanders,P.,O.Berenfeld 等 人,(2005a)."Spectral Analysis Identifies

Sites of High-Frequency Activity Maintaining Atrial Fibrillation in Humans(频谱分析鉴定在人中维持心房颤动的高频活动性的部位)."Circulation 112(6):789-797.

[0791] Singh,B.N.,S.N.Singh等人,(2005)."Amiodarone versus Sotalol for Atrial Fibrillation(用于心房颤动的胺碘酮与索他洛尔)."N Engl J Med352(18):1861-1872.

[0792] Skanes,A.C.,R.Mandapati等人,(1998)."Spatiotemporal Periodicity During Atrial Fibrillation in the Isolated Sheep Heart(分离的羊心脏中心房颤动期间的时空周期性)."Circulation 98(12):1236-1248.

[0793] Tabereaux,P.B.,G.P.Walcott 等 人,(2007)."Activation patterns of Purkinje fibers during long-duration ventricular fibrillation in an isolated canine heart model(蒲肯野纤维在分离的犬心脏模型中长持续期心室颤动期间的激动模式)."Circulation 116(10):1113-9.

[0794] Vaquero,M.,D.Calvo等人,(2008)."Cardiac fibrillation:From ion channels to rotors in the human heart(心脏纤颤:从离子通道至人心脏中的转子)."Heart Rhythm.

[0795] Waldo,A.L. 和 G.K.Feld(2008)."Inter-relationships of atrial fibrillation and atrial flutter mechanisms and clinical implications(心房颤动和心房扑动机制的相互联系和临床意义)."J Am Coll Cardiol 51(8):779-86.

[0796] Warren,M.,P.K.Guha 等 人,(2003)."Blockade of the inward rectifying potassium current terminates ventricular fibrillation in the guinea pig heart(阻断内向整流钾电流终止豚鼠心脏中的心室颤动)."J Cardiovasc Electrophysiol 14(6):621-31.

[0797] Wijffels,M.C.,C.J.Kirchhof 等 人,(1995)."Atrial fibrillation begets atrial fibrillation:a study in awake chronically instrumented goats(心房颤动引起心房颤动:一项在长期仪器监测的清醒山羊中的研究)."Circulation 92:1954-1968.

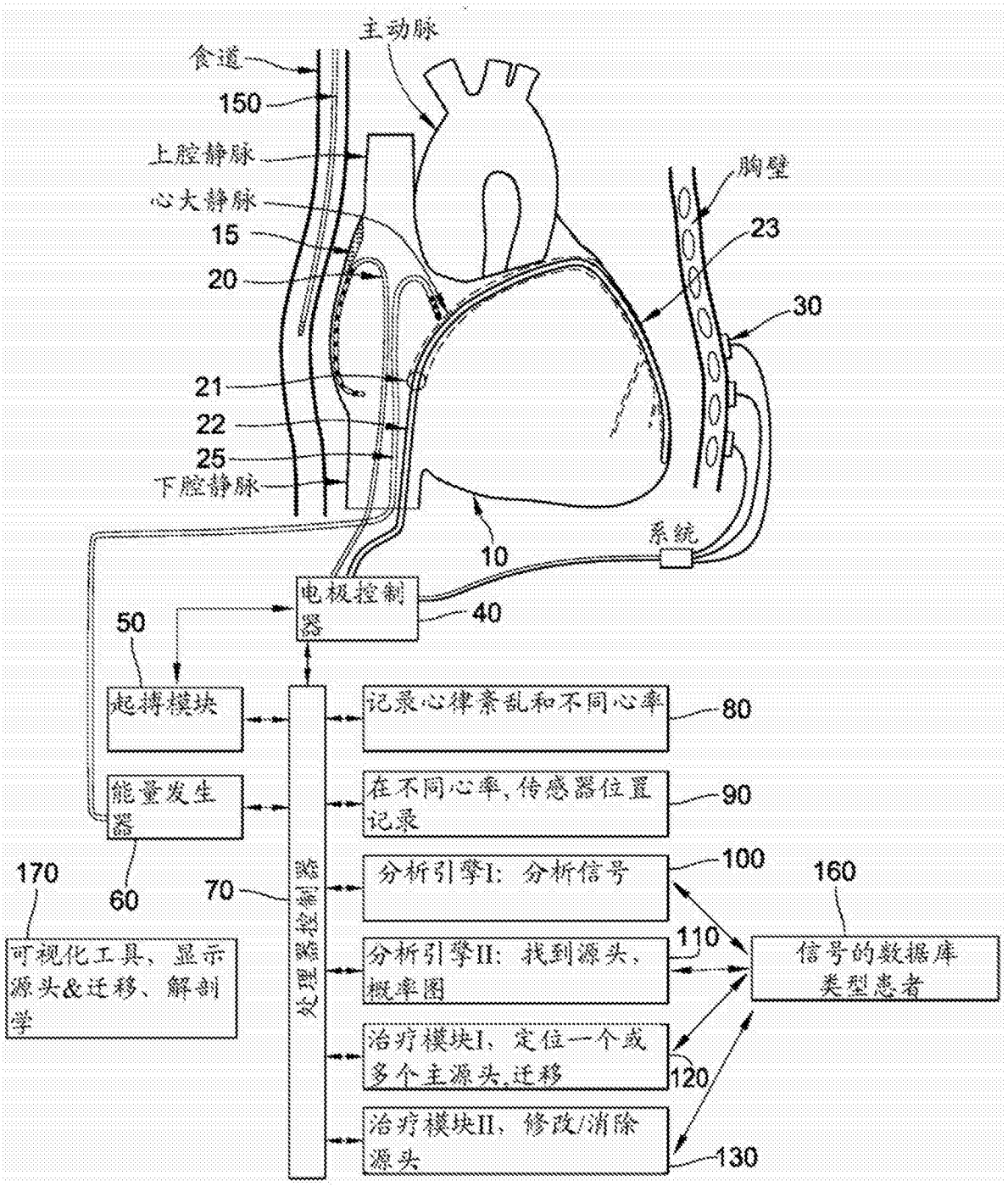

主动脉
食道
150
上腔静脉
心大静脉
15
20
21
22
25
下腔静脉
胸壁
23
30
10
系统
电极控制器
40
50
起搏模块
能量发生器
60
170
70
可视化工具、显示源头&迁移、解剖学
记录心律紊乱和不同心率
80
在不同心率,传感器位置记录
90
分析引擎I:分析信号
100
分析引擎II:找到源头,概率图
110
治疗模块I、定位一个或多个主源头,迁移
120
治疗模块II、修改/消除源头
130
信号的数据库类型患者
160

图 1

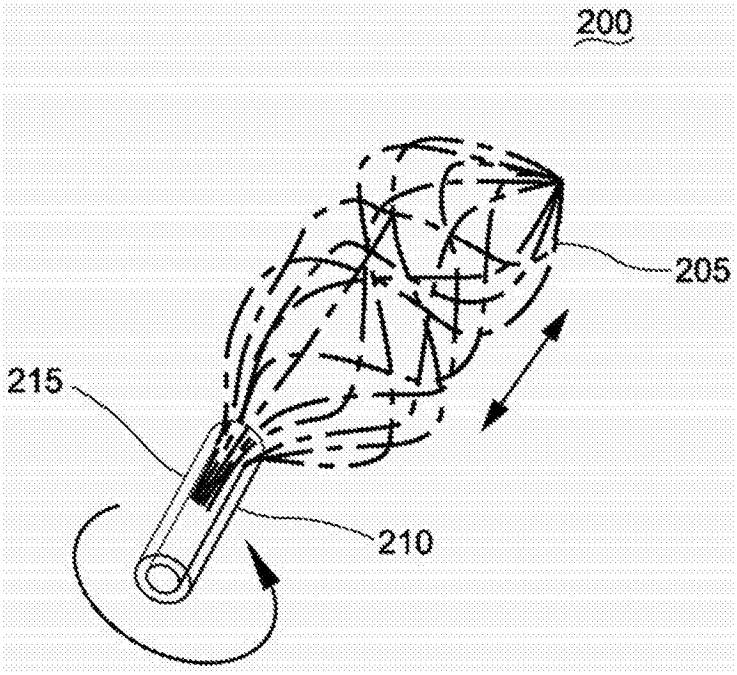


图 2

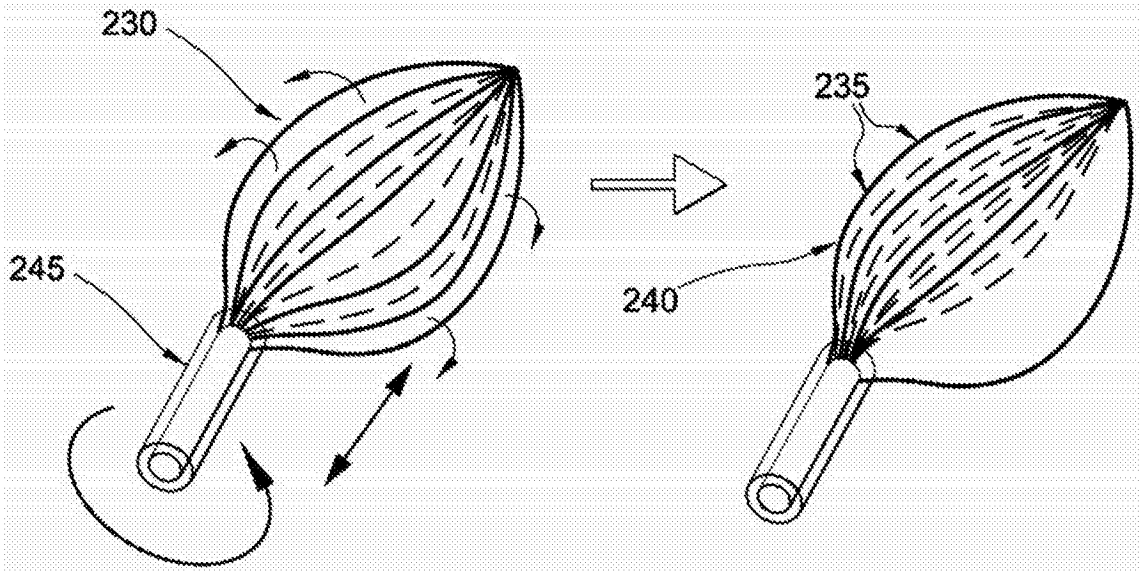


图 3

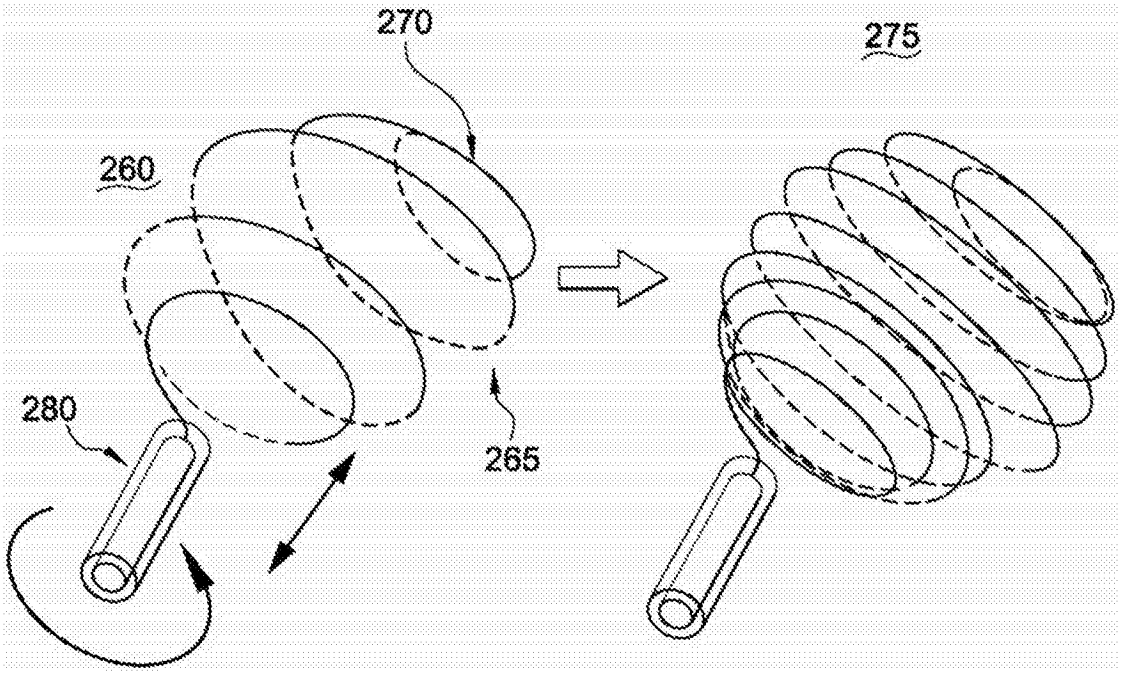


图 4

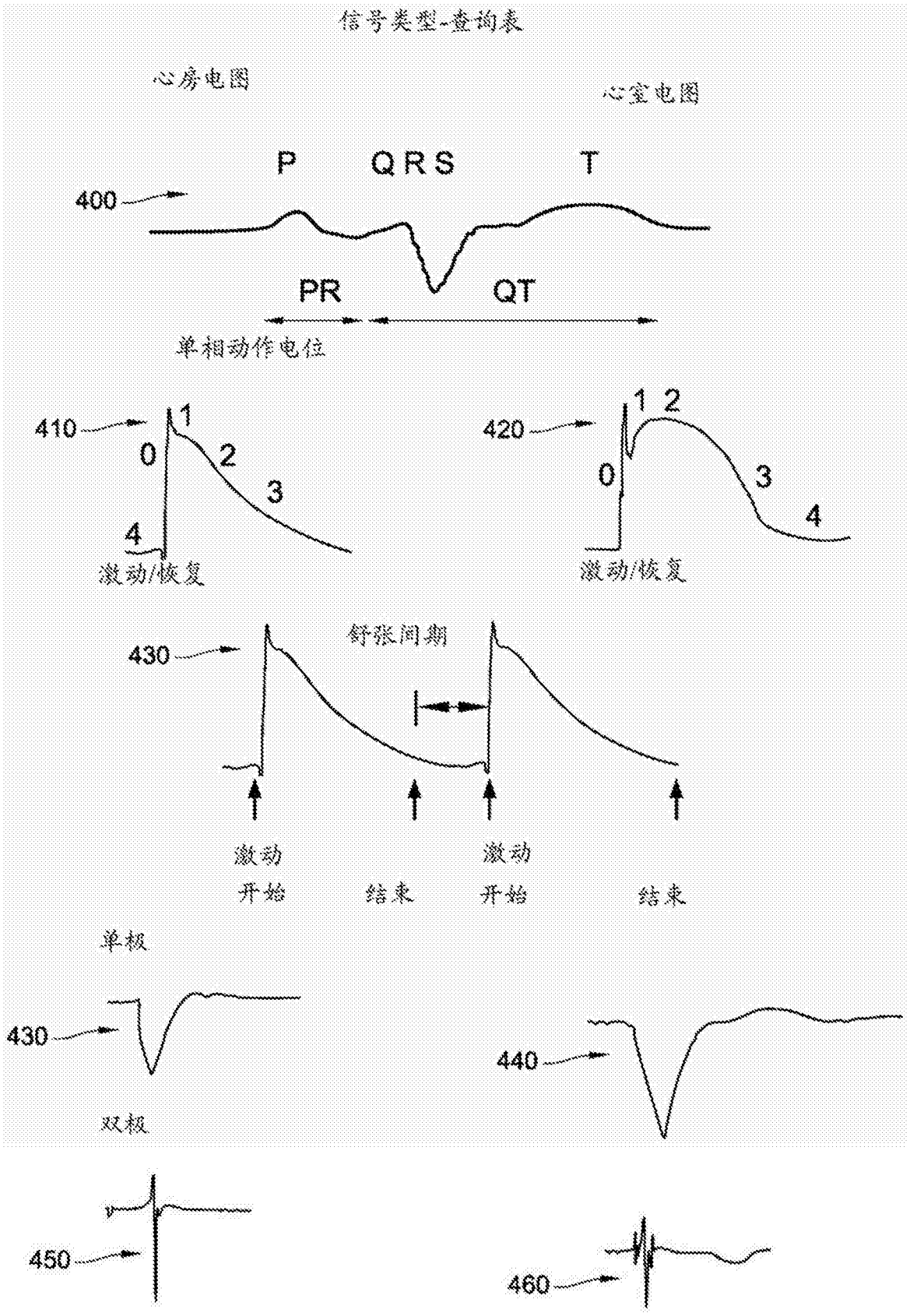

信号类型-查询表
心房电图
心室电图
P
QRS
T
400
PR
QT
单相动作电位
410
0
1
2
3
4
激动/恢复
420
0
1
2
3
4
激动/恢复
430
舒张间期
激动
开始
结束
激动
开始
结束
单极
430
双极
440
450
460

图 5

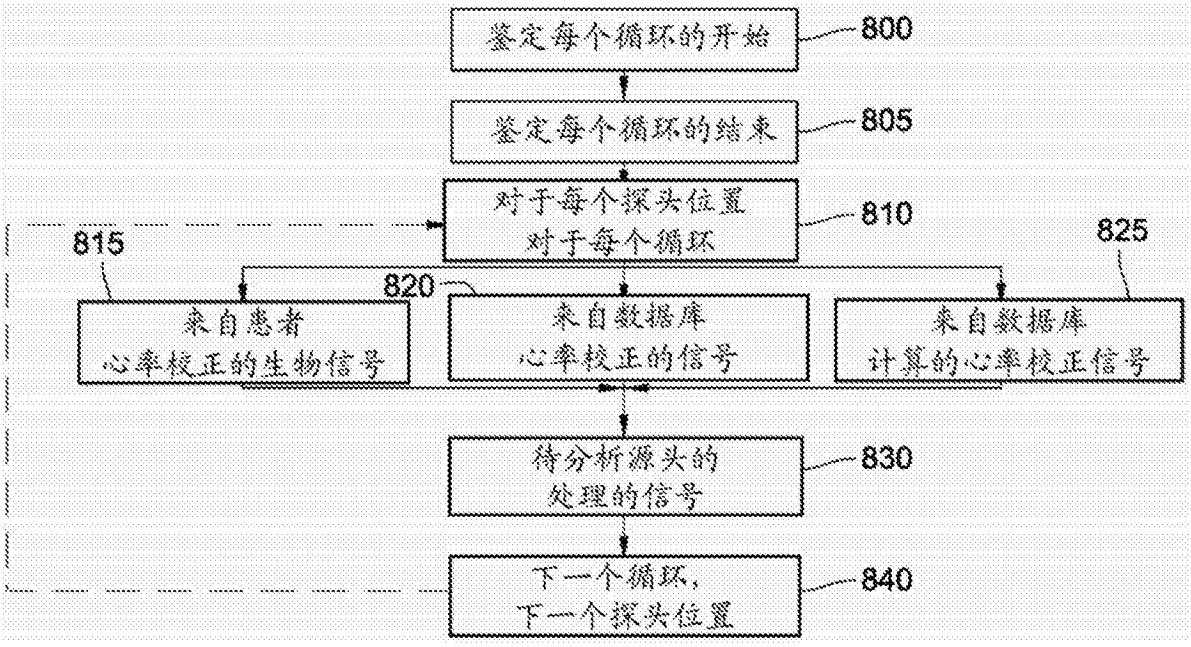

鉴定每个循环的开始
800
鉴定每个循环的结束
805
对于每个探头位置
对于每个循环
810
815
820
825
来自患者
心率校正的生物信号
来自数据库
心率校正的信号
来自数据库
计算的心率校正信号
待分析源头的
处理的信号
830
下一个循环，
下一个探头位置
840

图 6

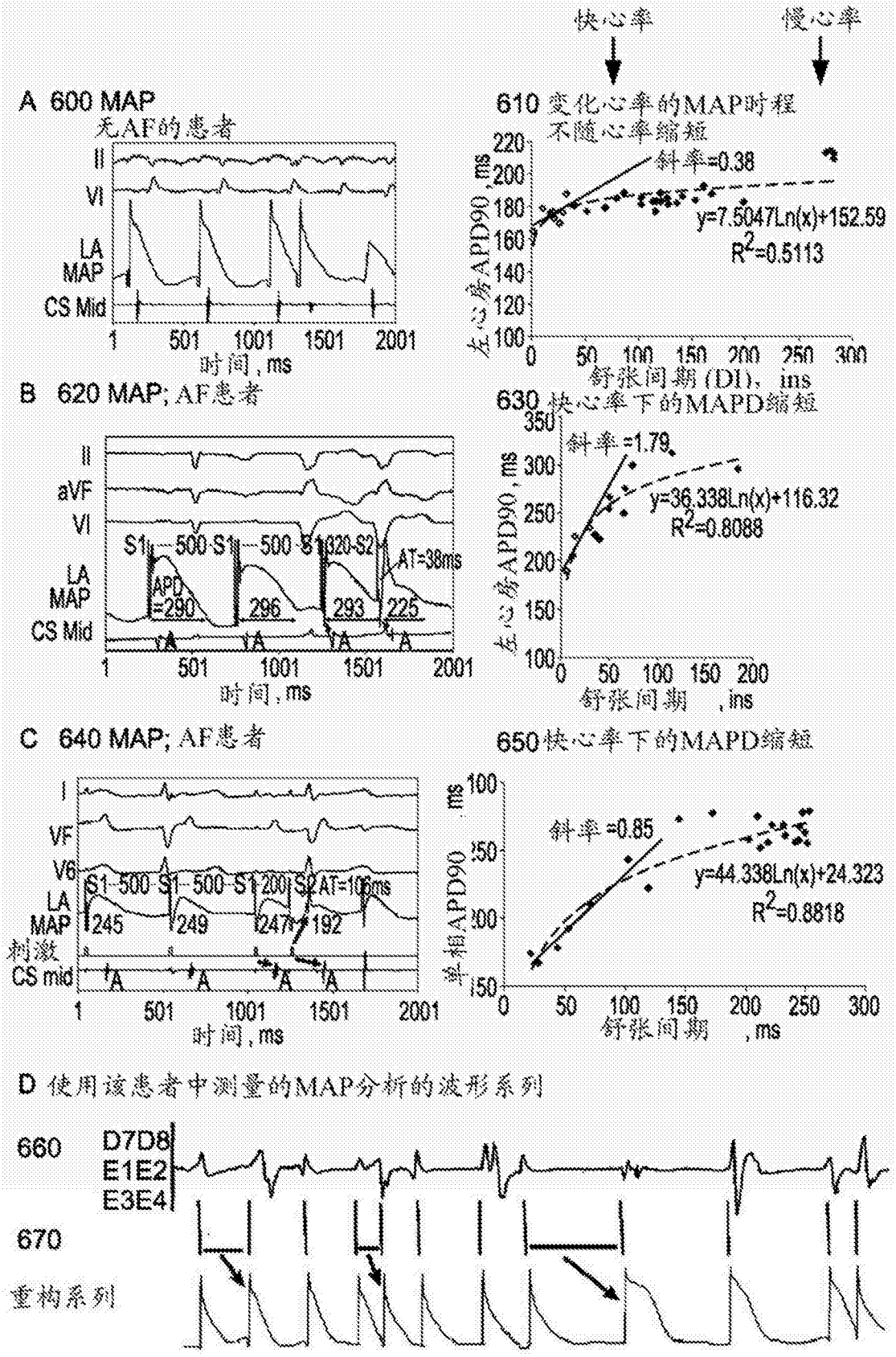

A 600 MAP
无AF的患者
II
VI
LA MAP
CS Mid
1 501 1001 1501 2001
时间，ms
610 变化心率的MAP时程
不随心率缩短
快心率
慢心率
斜率=0.38
y=7.5047Ln(x)+152.59
R2=0.5113
左心房APD90，ms
舒张间期(DI)，ms
B 620 MAP; AF患者
II
aVF
VI
S1 500 S1 500 S1 320-S2
AT=38ms
APD =290
296
293
225
630 快心率下的MAPD缩短
斜率=1.79
y=36.338Ln(x)+116.32
R2=0.8088
舒张间期 ，ms
C 640 MAP; AF患者
I
VF
V6
S1 500 S1 500 S1 200 S2 AT=106ms
245
249
247
192
刺激
CS mid
650 快心率下的MAPD缩短
斜率=0.85
y=44.338Ln(x)+24.323
R2=0.8818
单相APD90，ms
D 使用该患者中测量的MAP分析的波形系列
660
D7D8
E1E2
E3E4
670
重构系列

图 7

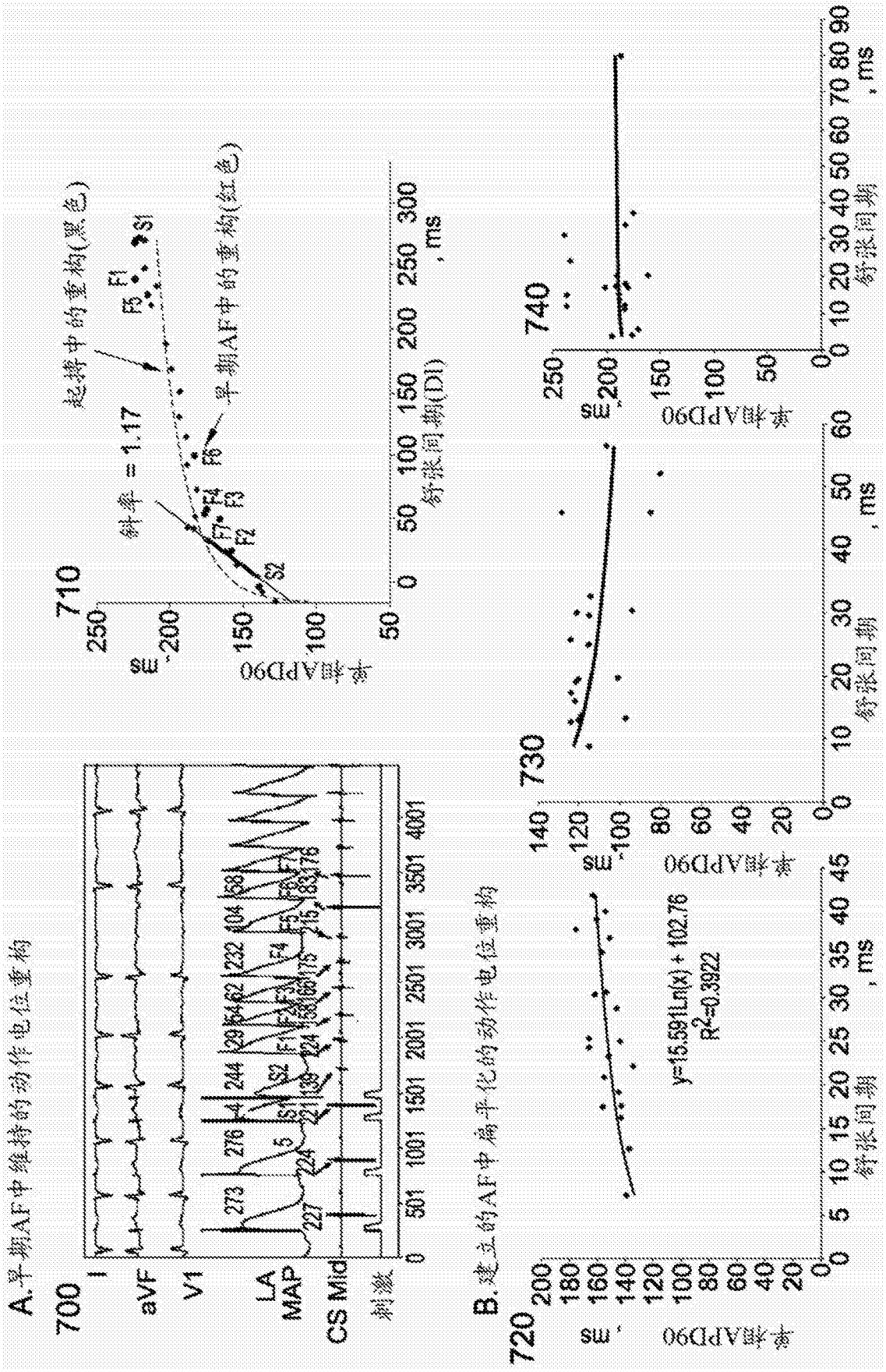

A.平期AF中维持的动作电位重构
700
I
aVF
V1
LA
MAP
CS Mid
刺激
B.建立的AF中扁平化的动作电位重构
710
起搏中的重构(黑色)
平期AF中的重构(红色)
斜率 = 1.17
S1
S2
F1
F2
F3
F4
F5
F6
F7
舒张间期(DI), ms
单相APD90, ms
720
y=15.591Ln(x) + 102.76
R2=0.3922
730
740
舒张间期, ms

图 8

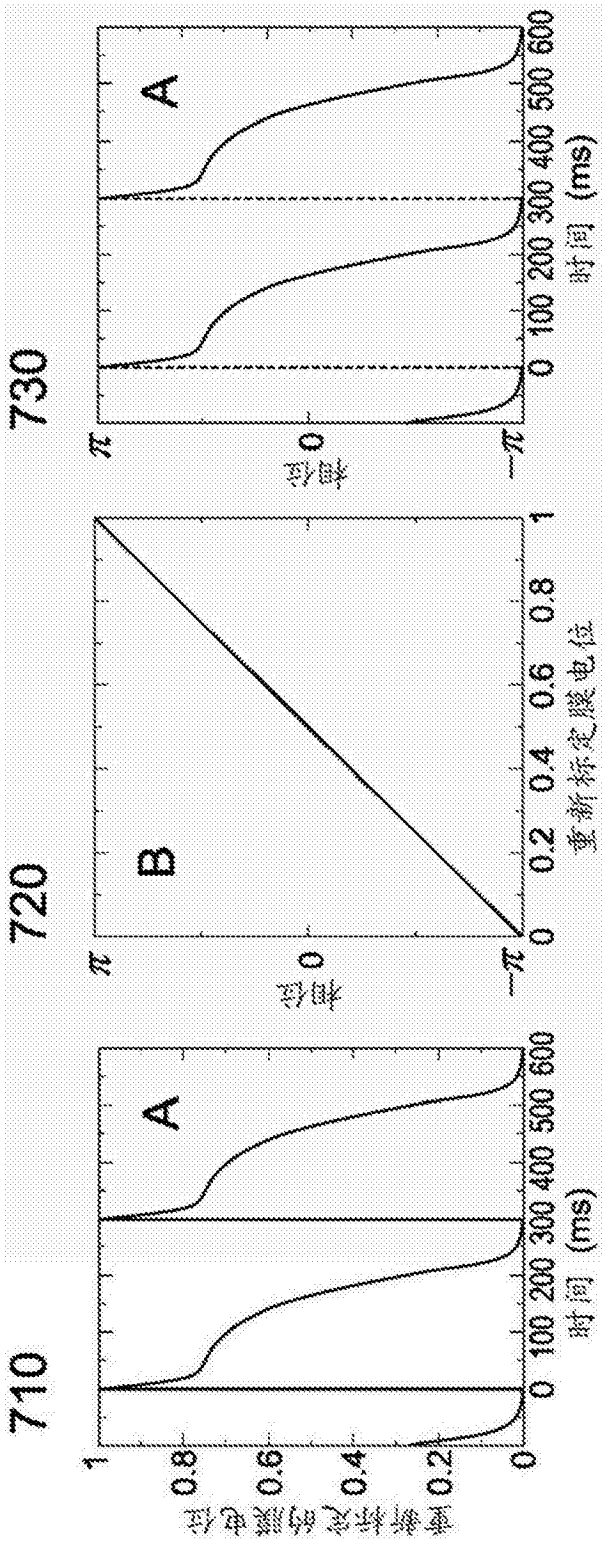

710
720
730
A
B
A
时间 (ms)
时间 (ms)
重新标定膜电位
重新标定的膜电位
相位
相位
0
0.2
0.4
0.6
0.8
1
0
100
200
300
400
500
600
π
0
−π

图 9

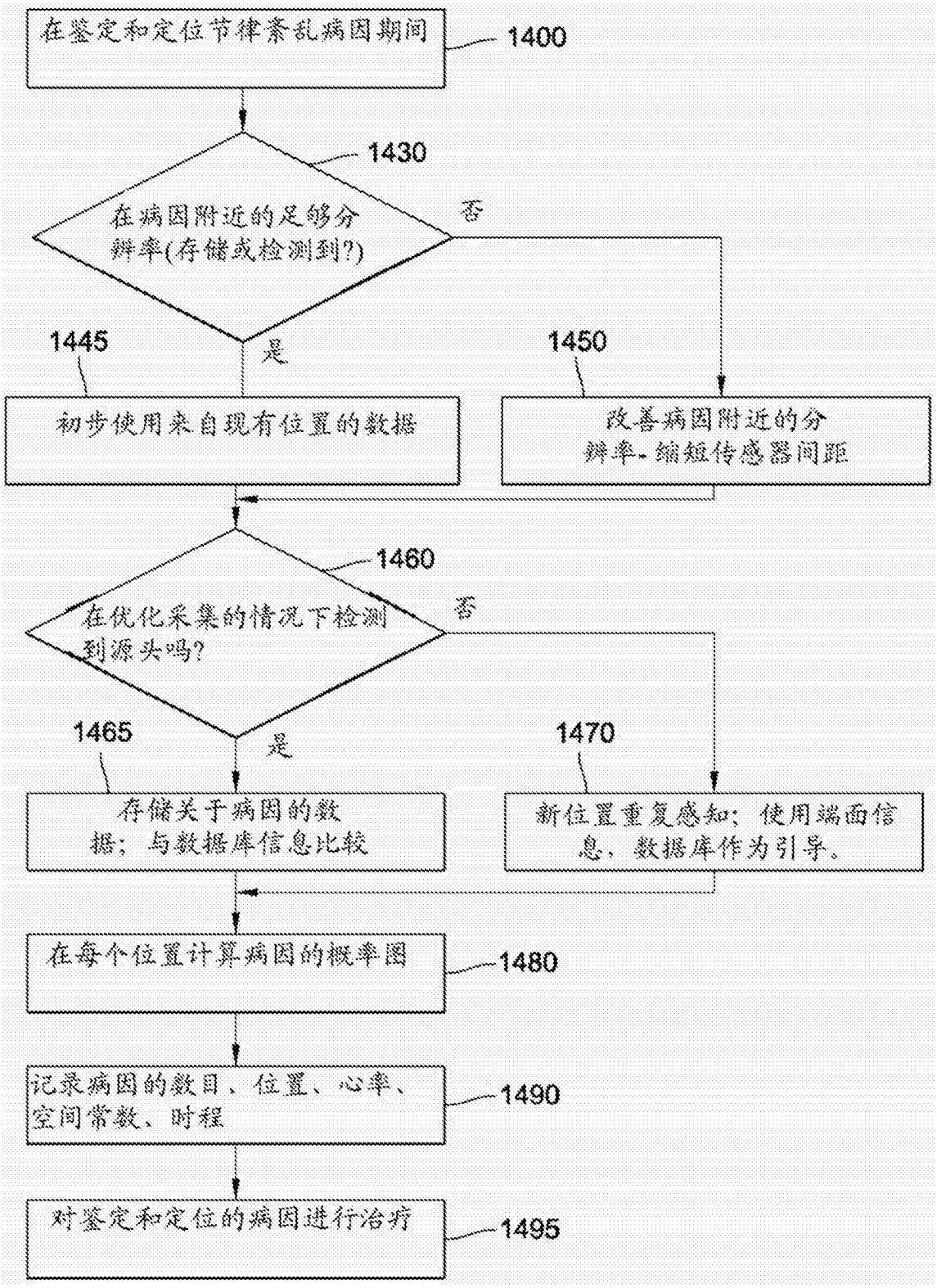

在鉴定和定位节律紊乱病因期间
1400
1430
在病因附近的足够分辨率(存储或检测到?)
否
是
1445
初步使用来自现有位置的数据
1450
改善病因附近的分辨率-缩短传感器间距
1460
在优化采集的情况下检测到源头吗?
否
是
1465
存储关于病因的数据;与数据库信息比较
1470
新位置重复感知;使用端面信息、数据库作为引导。
在每个位置计算病因的概率图
1480
记录病因的数目、位置、心率、空间常数、时程
1490
对鉴定和定位的病因进行治疗
1495

图 10

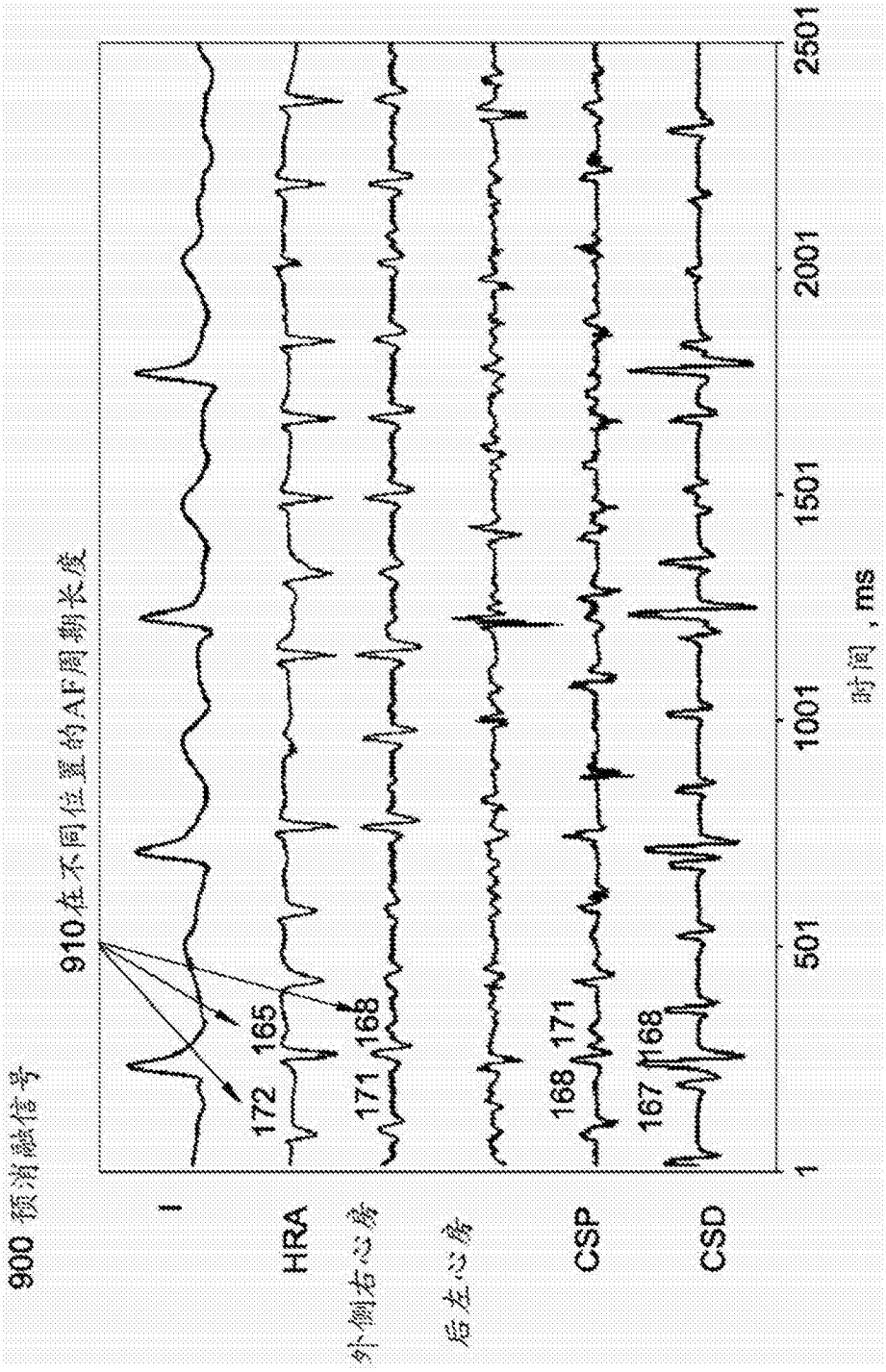

900 预消融信号
910在不同位置的AF周期长度
I
HRA
外侧右心房
后左心房
CSP
CSD
172
165
171
168
168
171
167
168
1
501
1001
1501
2001
2501
时间，ms

图 11

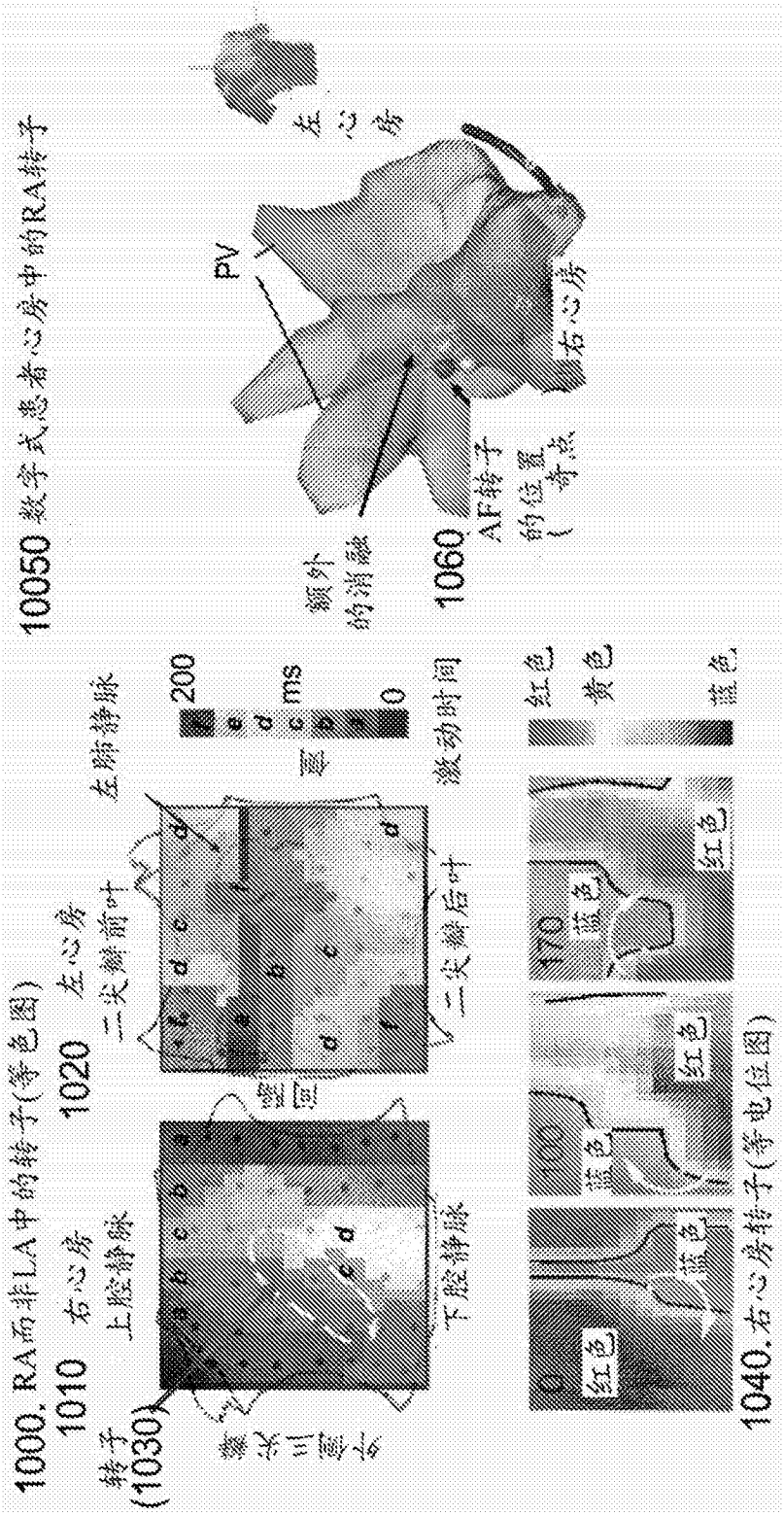

10050 数字式患者心房中的RA转子
左心房
PV
额外的消融
1060 AF转子的位置（奇点）
右心房
1000. RA而非LA中的转子(等色图)
1010 右心房
上腔静脉
1020 左心房
二尖瓣前叶
左肺静脉
转子(1030)
外侧三尖瓣
下腔静脉
二尖瓣后叶
激动时间
200
ms
零
0
红色
黄色
蓝色
170
蓝色
红色
蓝色
红色
蓝色
1040. 右心房转子(等电位图)

图 12

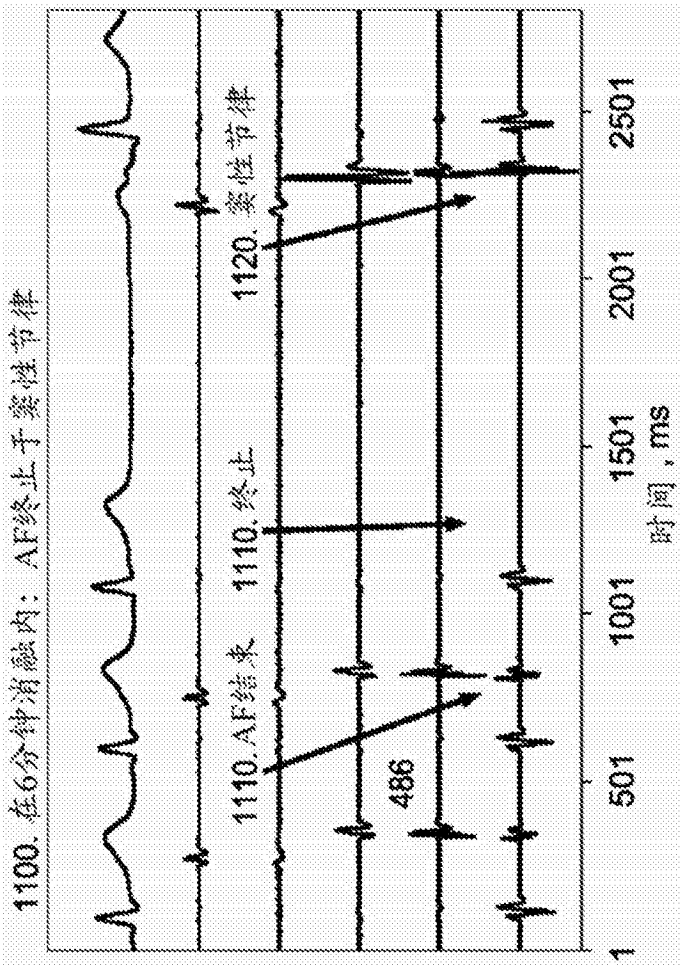

1100. 在6分钟消融内：AF终止于窦性节律
1110. AF结束
1110. 终止
1120. 窦性节律
486
1
501
1001
1501
2001
2501
时间，ms

图 13

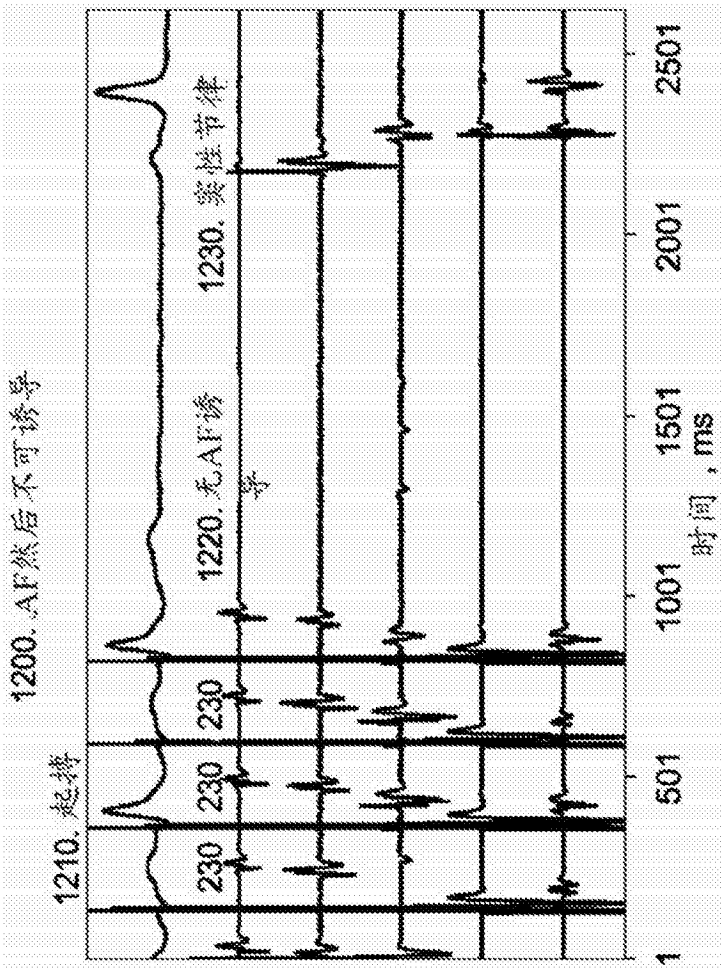

1200. AF然后不可诱导
1210. 起搏
230
230
230
1220. 无AF诱导
1230. 窦性节律
1
501
1001
1501
2001
2501
时间，ms

图 14

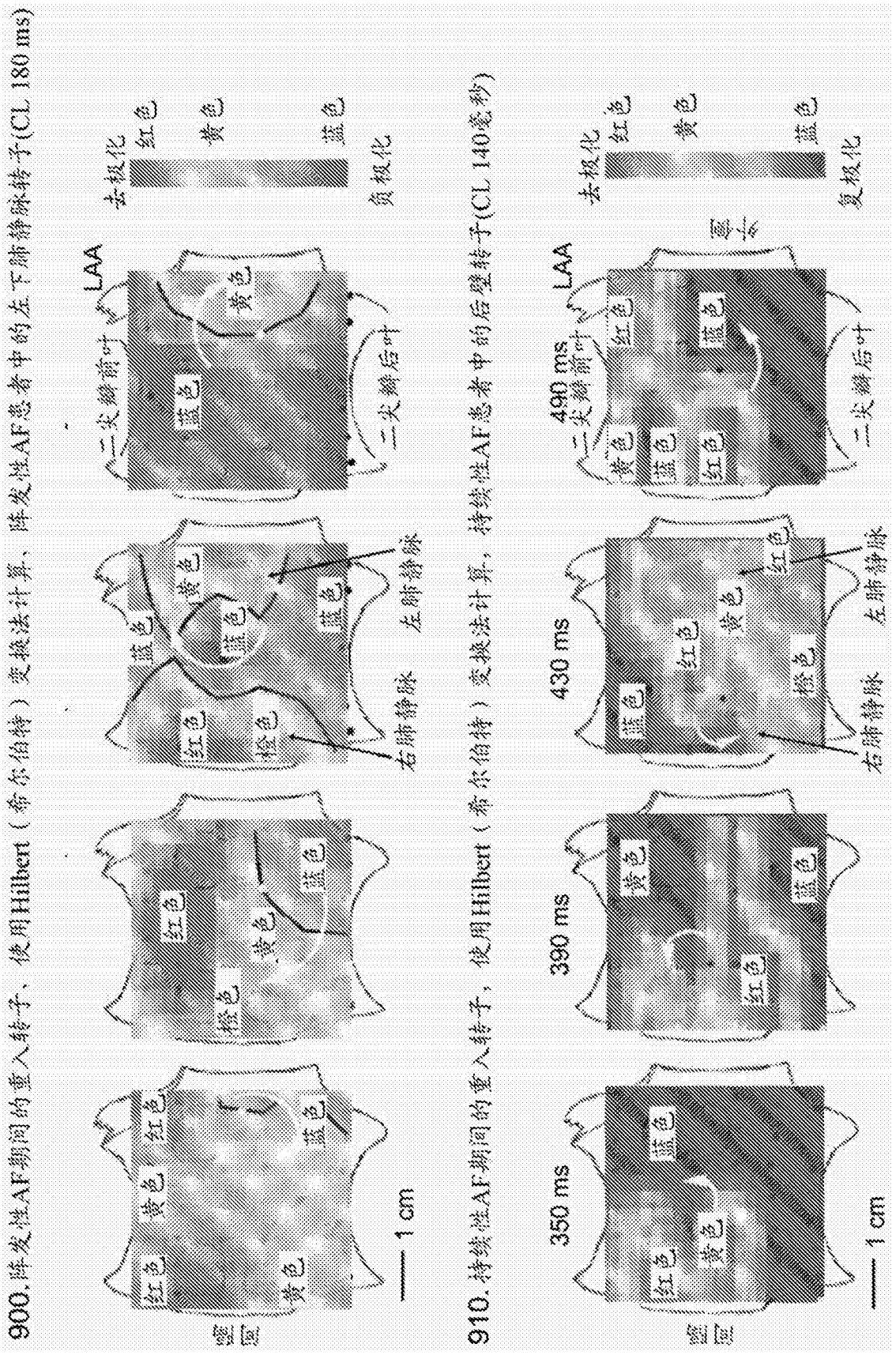

900.阵发性AF期间的重入转子，使用Hilbert（希尔伯特）变换法计算，阵发性AF患者中的左下肺静脉转子(CL 180 ms)
910.持续性AF期间的重入转子，使用Hilbert（希尔伯特）变换法计算，持续性AF患者中的后壁转子(CL 140毫秒)
LAA
二尖瓣前叶
二尖瓣后叶
左肺静脉
右肺静脉
去极化
负极化
复极化
350 ms
390 ms
430 ms
490 ms
1 cm
红色
黄色
蓝色
橙色

图 15

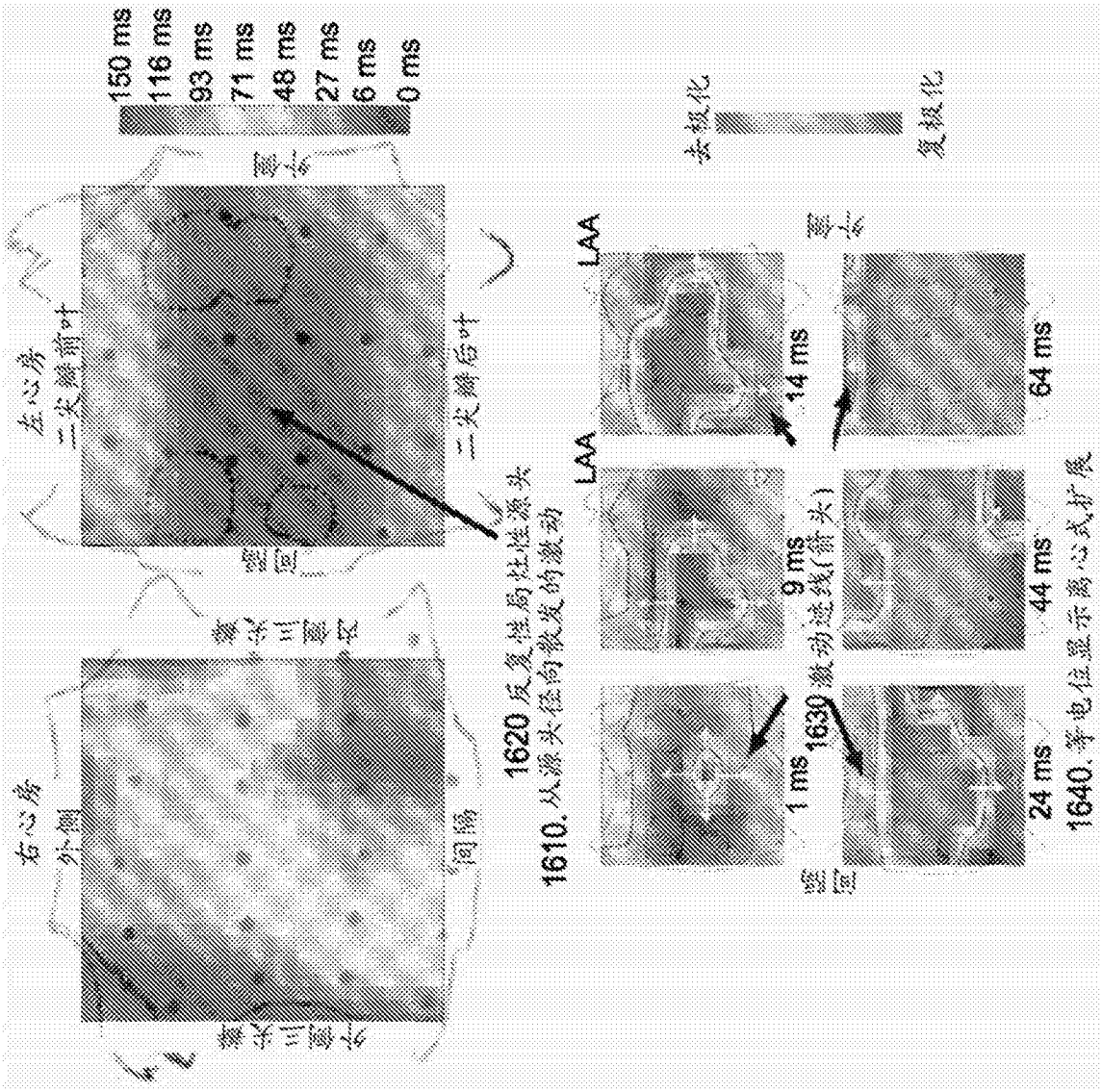

150 ms
116 ms
93 ms
71 ms
48 ms
27 ms
6 ms
0 ms
去极化
复极化
左心房
二尖瓣前叶
二尖瓣后叶
右心房
外侧
间隔
1620 反复性局灶性源头
1610. 从源头径向散发的激动
LAA
14 ms
64 ms
9 ms
44 ms
1 ms
24 ms
1630 激动连线(箭头)
1640. 等电位显示离心式扩展

图 16

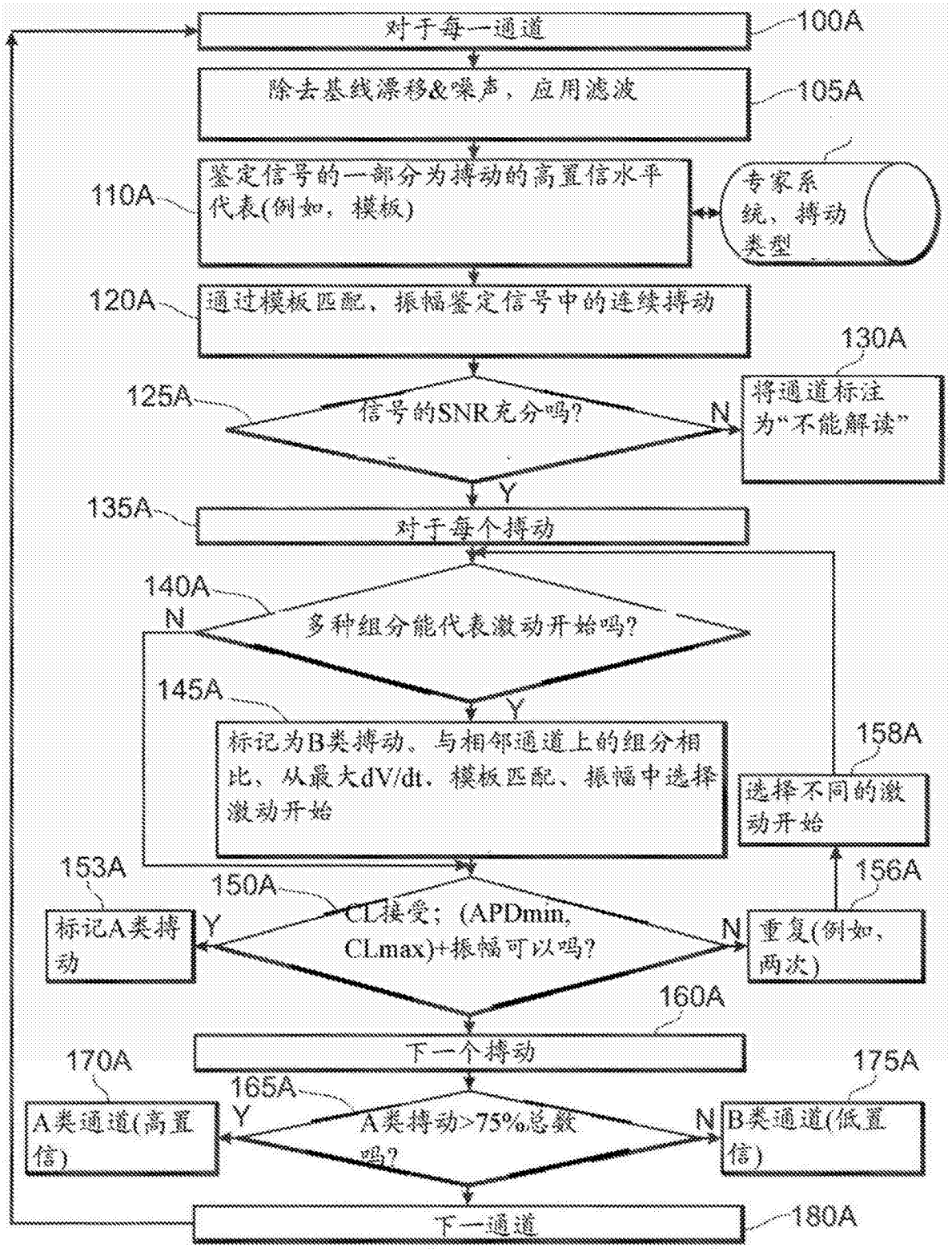

对于每一通道
100A
除去基线漂移&噪声，应用滤波
105A
鉴定信号的一部分为搏动的高置信水平代表(例如，模板)
110A
专家系统、搏动类型
120A
通过模板匹配，振幅鉴定信号中的连续搏动
130A
125A
信号的SNR充分吗?
N
将通道标注为"不能解读"
Y
135A
对于每个搏动
140A
N
多种组分能代表激动开始吗?
145A
Y
标记为B类搏动、与相邻通道上的组分相比、从最大dV/dt、模板匹配、振幅中选择激动开始
158A
选择不同的激动开始
153A
150A
156A
标记A类搏动
Y
CL接受；(APDmin, CLmax)+振幅可以吗?
N
重复(例如，两次)
160A
下一个搏动
170A
165A
175A
A类通道(高置信)
Y
A类搏动>75%总数吗?
N
B类通道(低置信)
下一通道
180A

图 17A

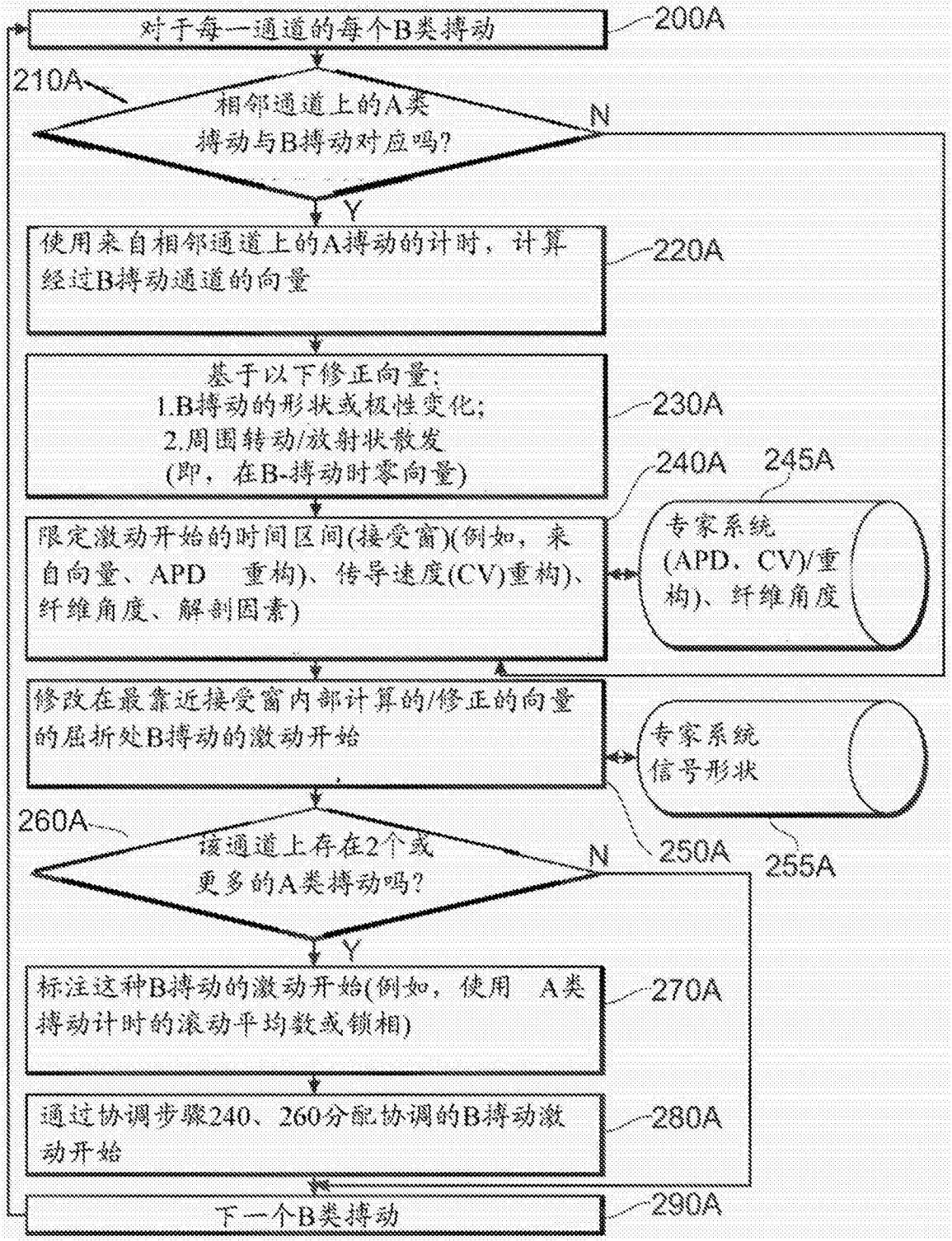

对于每一通道的每个B类搏动
200A
210A
相邻通道上的A类搏动与B搏动对应吗?
N
Y
使用来自相邻通道上的A搏动的计时，计算经过B搏动通道的向量
220A
基于以下修正向量:
1.B搏动的形状或极性变化;
2.周围转动/放射状散发
(即，在B-搏动时零向量)
230A
240A
245A
限定激动开始的时间区间(接受窗)(例如，来自向量、APD 重构)、传导速度(CV)重构)、纤维角度、解剖因素)
专家系统
(APD，CV)/重构)、纤维角度
修改在最靠近接受窗内部计算的/修正的向量的屈折处B搏动的激动开始
专家系统
信号形状
250A
255A
260A
该通道上存在2个或更多的A类搏动吗?
N
Y
标注这种B搏动的激动开始(例如，使用 A类搏动计时的滚动平均数或锁相)
270A
通过协调步骤240、260分配协调的B搏动激动开始
280A
下一个B类搏动
290A

图 17B

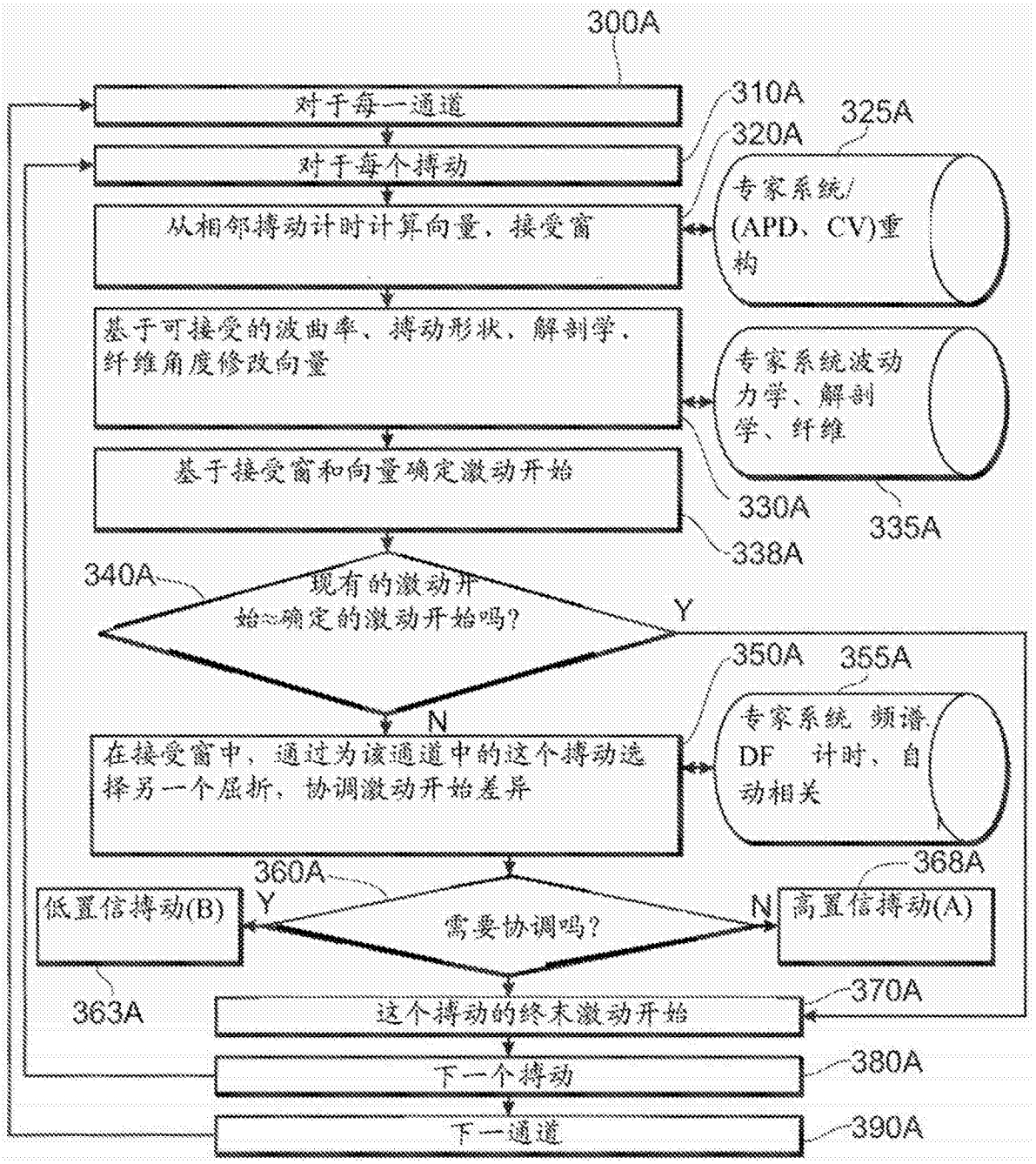

300A
对于每一通道
对于每个搏动
从相邻搏动计时计算向量，接受窗
基于可接受的波曲率、搏动形状、解剖学、纤维角度修改向量
基于接受窗和向量确定激动开始
现有的激动开始=确定的激动开始吗?
Y
N
在接受窗中，通过为该通道中的这个搏动选择另一个屈折，协调激动开始差异
需要协调吗?
低置信搏动(B)
高置信搏动(A)
这个搏动的终末激动开始
下一个搏动
下一通道
310A
320A
325A
专家系统/(APD、CV)重构
专家系统波动力学、解剖学、纤维
330A
335A
338A
340A
350A
355A
专家系统 频谱、DF 计时、自动相关
360A
368A
363A
370A
380A
390A

图 17C

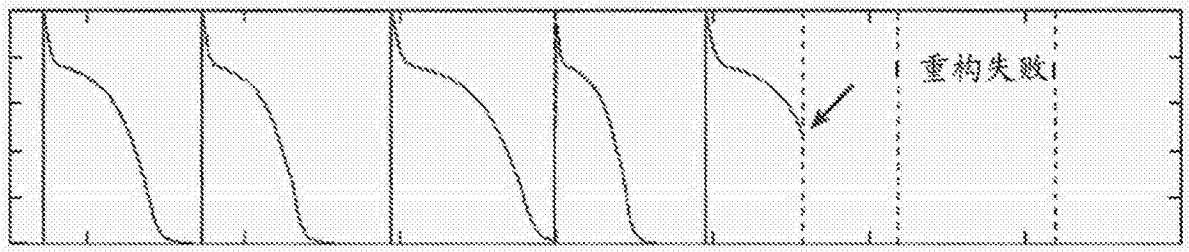

重构失败

图 18

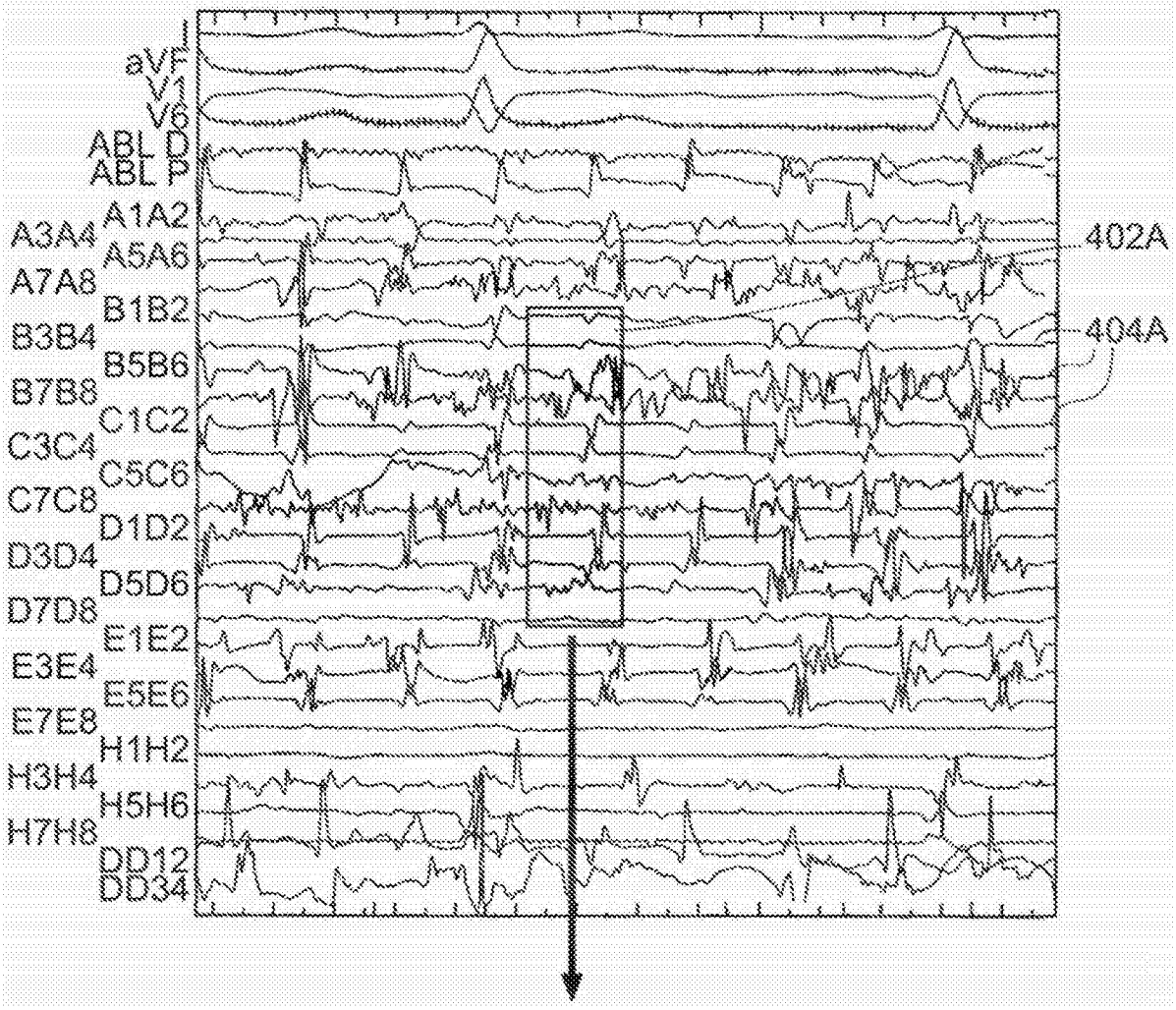


图 19A

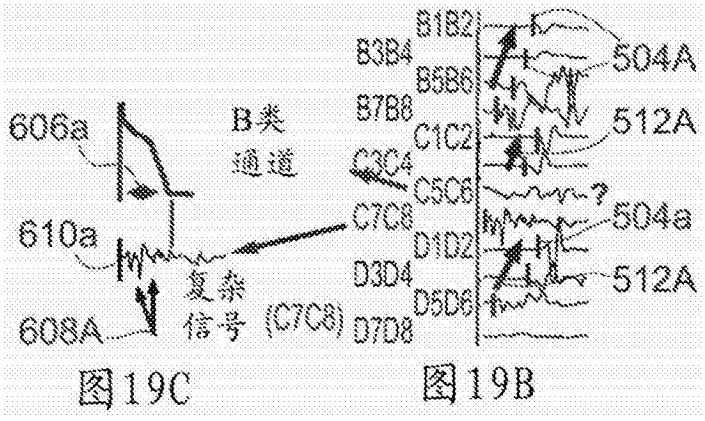


图 19C 图 19B

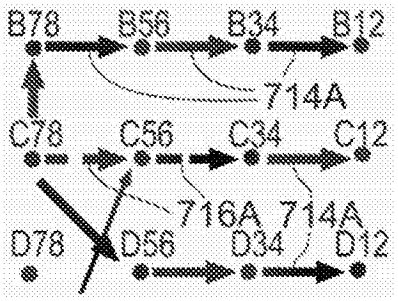


图 19D

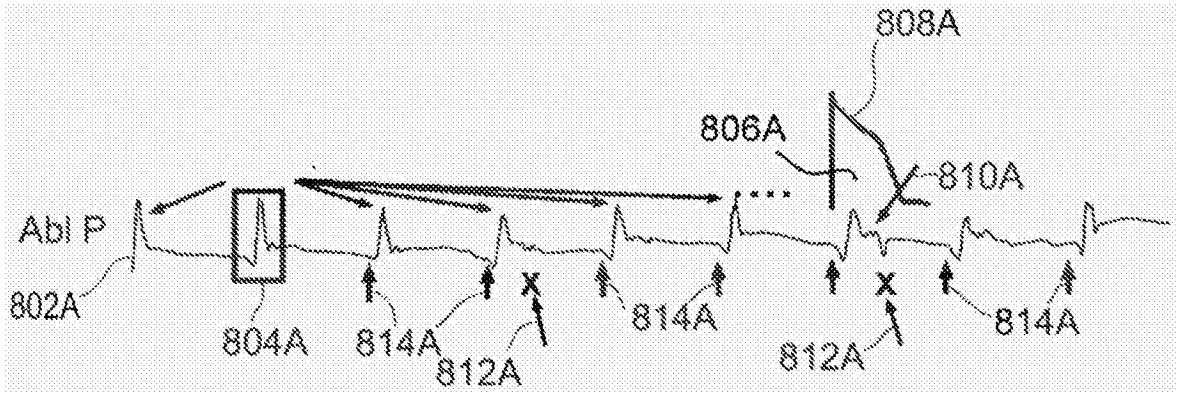


图 20A

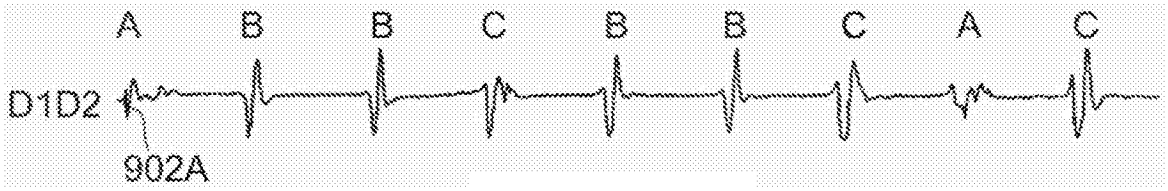


图 20B



图 20C

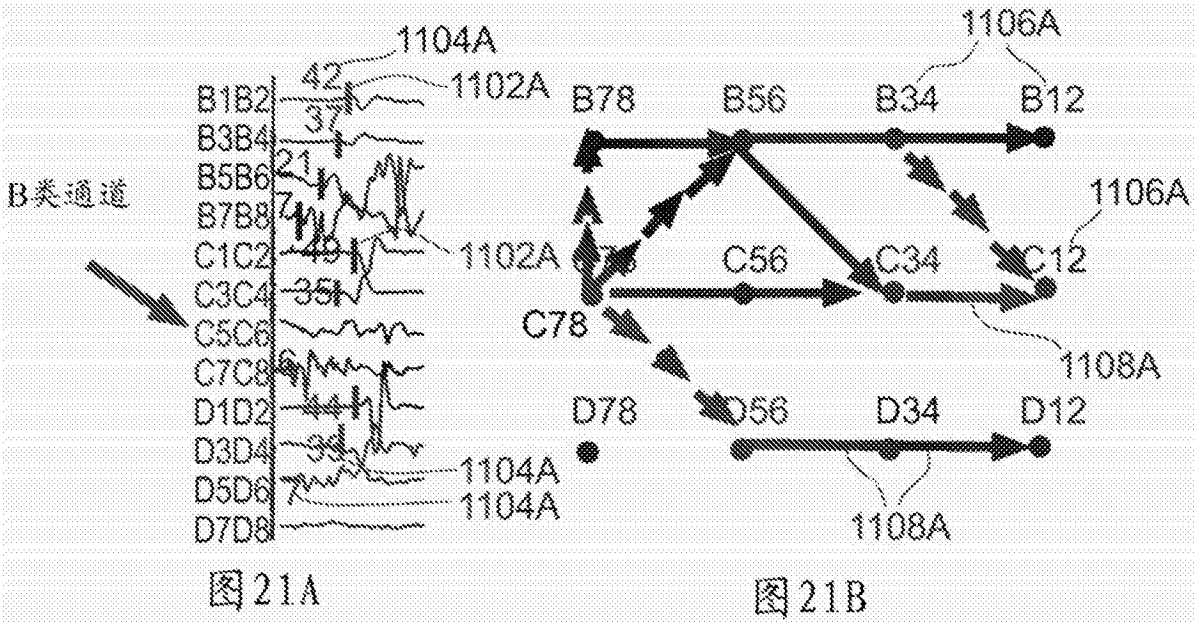


图21A 图21B

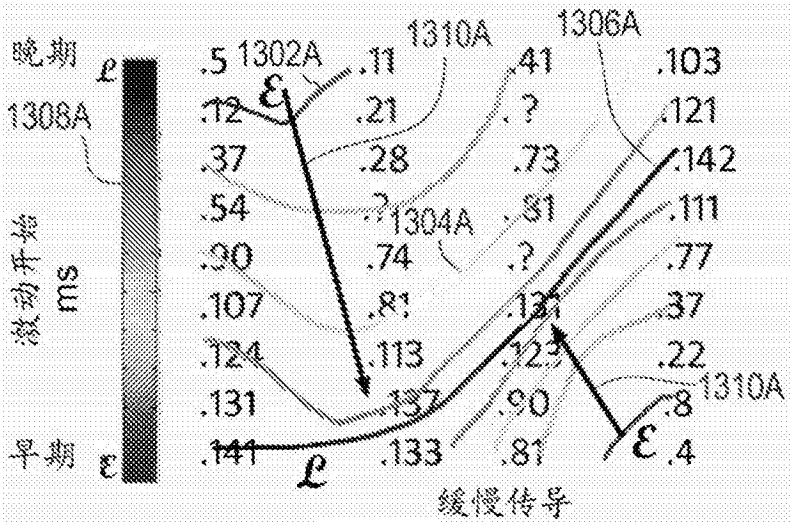


图 22A

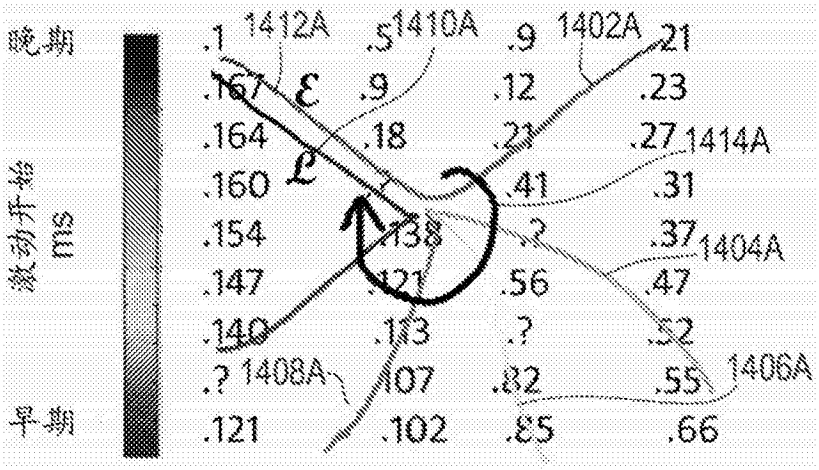

晚期
激动开始 ms
早期
1412A
1410A
1402A
1414A
1404A
1406A
1408A
.1
.5
.9
.21
.167
.9
.12
.23
.164
.18
.21
.27
.160
.41
.31
.154
.138
.?
.37
.147
.121
.56
.47
.140
.113
.?
.52
.?
.107
.82
.55
.121
.102
.85
.66

图 22B

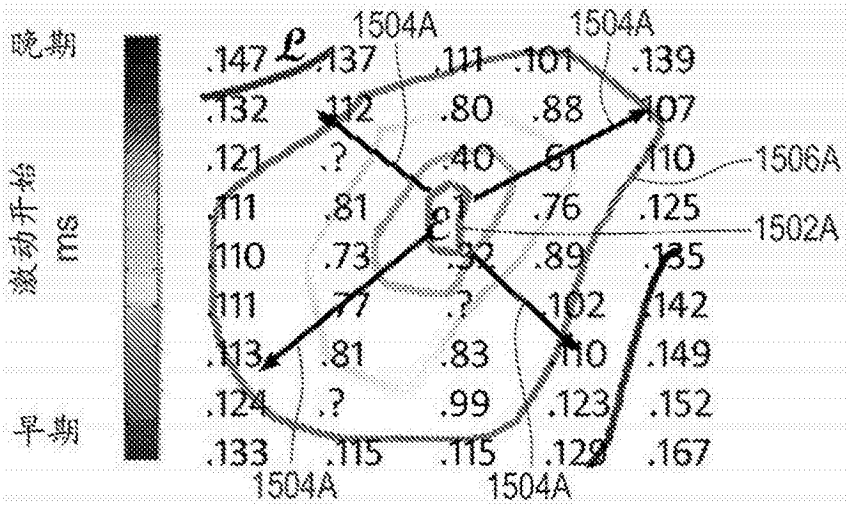

晚期
激动开始 ms
早期
1504A
1504A
1506A
1502A
1504A
1504A
.147
.137
.111
.101
.139
.132
.112
.80
.88
.107
.121
.?
.40
.61
.110
.111
.81
.?
.76
.125
.110
.73
.?
.89
.135
.111
.77
.?
.102
.142
.113
.81
.83
.110
.149
.124
.?
.99
.123
.152
.133
.115
.115
.129
.167

图 22C

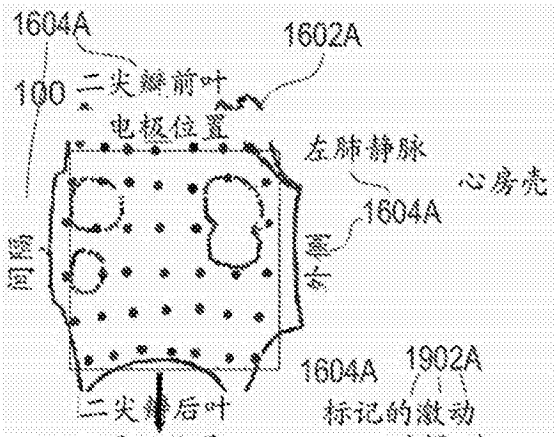


图23A

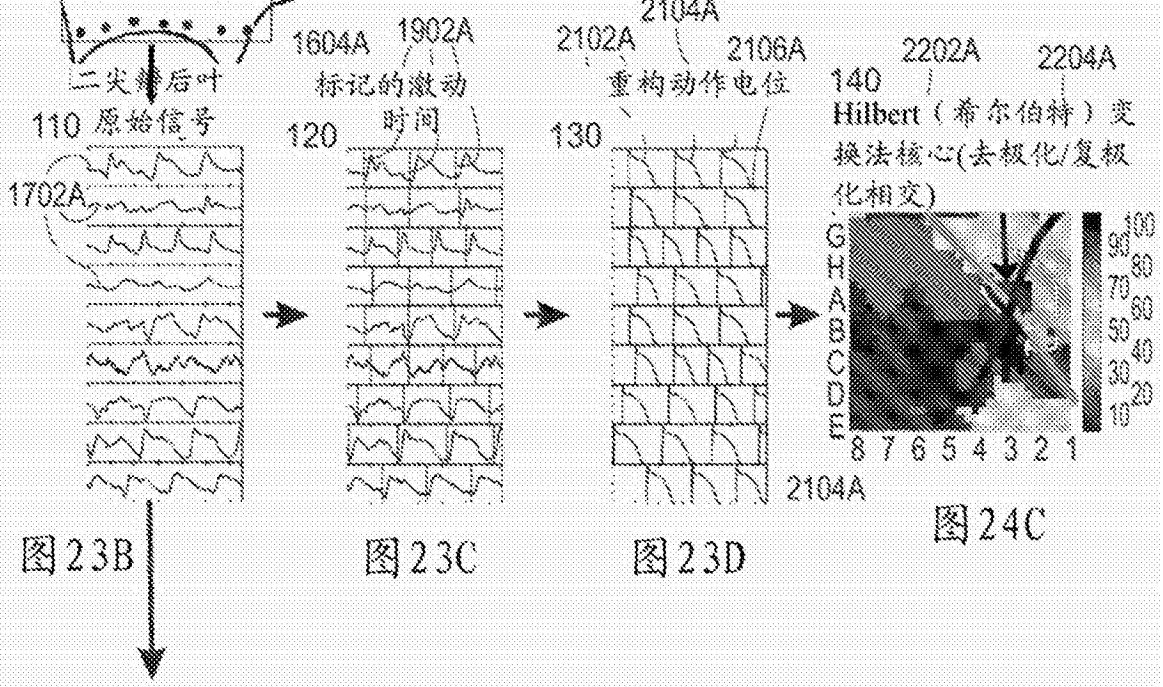


图23B 图23C 图23D 图24C

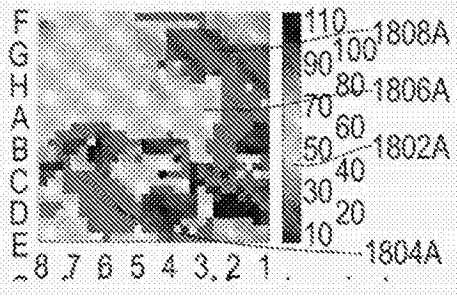


图24A

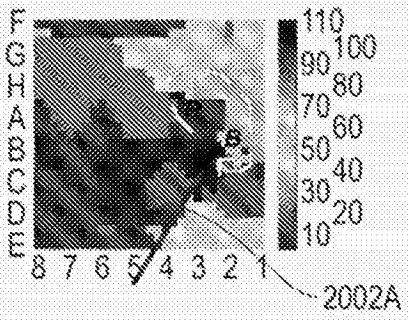


图24B

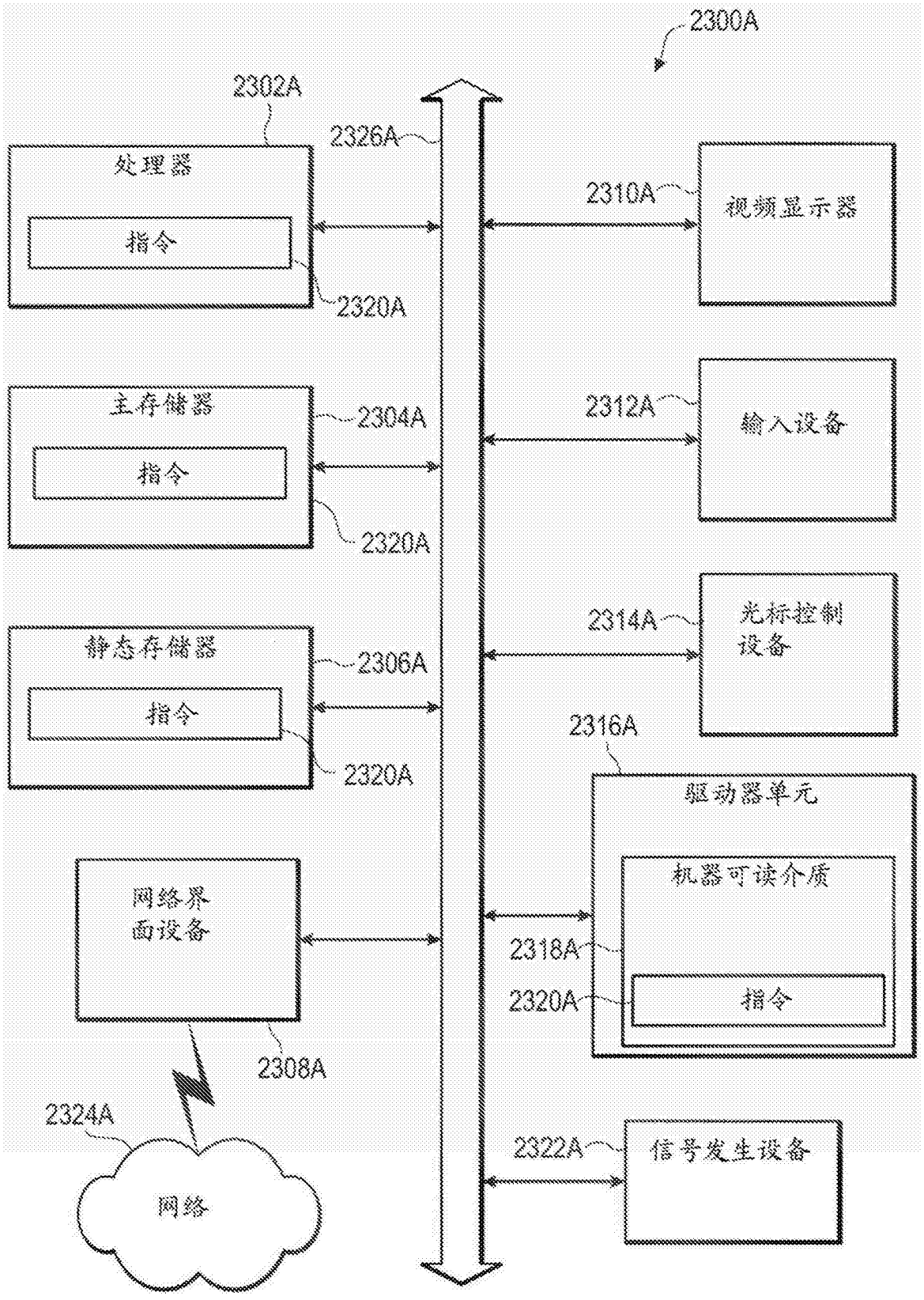

2300A
2302A
处理器
指令
2326A
2320A
主存储器
指令
2304A
2320A
静态存储器
指令
2306A
2320A
网络界面设备
2308A
2324A
网络
2310A
视频显示器
2312A
输入设备
2314A
光标控制设备
2316A
驱动器单元
机器可读介质
2318A
2320A
指令
2322A
信号发生设备

图 25